



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

**Influência do design de cadeira de rodas manual nos
aspectos biomecânicos, perceptivos e de desempenho na
mobilidade de usuários e não usuários.**

Sara Raquel Martins da Silva

Prof. Dr. Fausto Orsi Medola

Bauru – 2018

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

**Influência do design de cadeira de rodas manual nos
aspectos biomecânicos, perceptivos e de desempenho na
mobilidade de usuários e não usuários.**

**Dissertação de mestrado apresentada ao Exame
de Defesa do Programa de Pós-graduação em
Design, da Faculdade de Arquitetura, Artes e
Comunicação da UNESP – Campus de Bauru,
como parte dos requisitos para obtenção do título
de Mestre em Design.**

Sara Raquel Martins da Silva

Prof. Dr. Fausto Orsi Medola

Bauru - 2018

Silva, Sara Raquel Martins da
Influência do design de cadeira de rodas manual nos
aspectos biomecânicos, perceptivos e de desempenho na
mobilidade de usuários e não usuários. Sara Raquel
Martins da Silva 2018
79 f.

Orientador: Fausto Orsi Medola

Dissertação (Mestrado)-Universidade Estadual
Paulista. Faculdade de Arquitetura Artes e
Comunicação, Bauru, 2018



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Bauru



ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE Mestrado DE SARA RAQUEL MARTINS DA SILVA, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN, DA FACULDADE DE ARQUITETURA, ARTES E COMUNICAÇÃO - CÂMPUS DE BAURU.

Aos 21 dias do mês de fevereiro do ano de 2018, às 14:00 horas, no(a) Auditório da Secretaria de Pós-Graduação/FAAC, reuniu-se a Comissão Examinadora da Defesa Pública, composta pelos seguintes membros: Prof. Dr. FAUSTO ORSI MEDOLA - Orientador(a) do(a) Departamento de Design / Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação de Bauru, Prof. Dr. CARLOS ALBERTO FORTULAN do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Universidade de São Paulo/São Carlos, Prof. Dr. GALDENORO BOTURA JUNIOR do(a) Departamento Engenharia de Controle e Automação / Campus Experimental da Unesp/Sorocaba, sob a presidência do primeiro, a fim de proceder a arguição pública da DISSERTAÇÃO DE Mestrado de SARA RAQUEL MARTINS DA SILVA, intitulada **INFLUÊNCIA DO DESIGN DE CADEIRAS DE RODAS MANUAL NOS ASPECTOS BIOMECÂNICOS, PERCEPTIVOS E DE DESEMPENHO NA MOBILIDADE DE USUÁRIOS E NÃO USUÁRIOS**. Após a exposição, a discente foi arguida oralmente pelos membros da Comissão Examinadora, tendo recebido o conceito final: aprovado. Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelos membros da Comissão Examinadora.

Prof. Dr. FAUSTO ORSI MEDOLA

Prof. Dr. CARLOS ALBERTO FORTULAN

Prof. Dr. GALDENORO BOTURA JUNIOR

“Nenhuma alta sabedoria pode ser atingida sem uma dose de sacrifício”.

As Crônicas de Nárnia – C.S. Lewis

AGRADECIMENTOS

A Deus, que me sustentou até aqui com a sua graça e amor eterno. Porque Dele, Por Ele, e para Ele são todas as coisas.

À minha mãe, Eveline, por me emprestar os seus ombros e me permitir estar no meio de gigantes. Pelos sussurros de encorajamento e dedicação de afeto incondicional.

Ao Ighor, pelo privilégio de tê-lo como noivo e melhor amigo, e pelo companheirismo traduzido em um amor poético e verdadeiro.

À minha família, que me ensinou que para se estar junto não precisa estar perto, em especial ao meu irmão Vitor e avós Nilza e Osvaldo.

Aos amigos, de perto e de longe que me incentivaram a prosseguir e concluir mais essa jornada.

Ao meu orientador Prof. Dr. Fausto Orsi Medola, pelos ensinamentos que visaram o meu crescimento acadêmico, em todo o curso.

À FAPESP – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – pelo apoio financeiro concedido para a realização deste trabalho (Processo 16/05026-6).

Aos queridos amigos do Laboratório de Ergonomia e Interfaces, pelos momentos de alegria partilhados e pelo ótimo trabalho em equipe que contribuiu para o andamento desse estudo, em especial ao Prof. Dr. Luis Carlos Paschoarelli pela importante colaboração em minha vivência acadêmica.

Aos funcionários da Pós-graduação da FAAC, pela disposição em me ajudar sempre que necessário.

A Norwegian Centre for International Cooperation in Education - SIU (Project N. UTF-2016-long-term/10053, coordenação de Frode Eika Sandnes – HiOA e Fausto Orsi Medola-UNESP), por possibilitar o estágio de pesquisa em Oslo (Noruega); a Brit Balgaard, Vibeke

Skarsjø Hansen, aos professores Frode Eika Sandnes, Astrid Maria Heimer, Arild Berg, Nenad Pavel e Gunnar H. Gundersen pelo apoio e colaboração durante todo o tempo de estágio na OsloMet – Oslo Metropolitan University (Tusen Takk!)

Ao Centro Especializado em Reabilitação SORRI-Bauru, em especial Luciana Marçal, que viabilizou a participação dos pacientes interessados nesta pesquisa.

Aos participantes da pesquisa que se disponibilizaram a contribuir para a comunidade científica.

À Secretaria Municipal de Esportes e Lazer, pelo interesse em contribuir na pesquisa cedendo a Quadra Paradesportiva para realização das coletas de dados.

E a todos que direta ou indiretamente colaboraram para a conclusão dessa etapa.

Obrigada!

RESUMO

A mobilidade é um aspecto essencial para a existência humana, e está diretamente relacionada ao desempenho ocupacional nas atividades de vida diária (AVD). Promover a locomoção em uma cadeira de rodas manual, exige que a função dos membros superiores seja aprimorada para uma tarefa da qual não foram preparados para executar. Diferentes aspectos do usuário, e do ambiente da tarefa podem influenciar no desempenho, esforço percebido, conforto e na satisfação da mobilidade em cadeira de rodas. A relação entre o design de cadeira de rodas manual e suas implicações à mobilidade, tem sido explorada de maneira insuficiente, em contextos nos quais as tarefas diárias de mobilidade dos usuários são pouco representativas. A maioria dos estudos realizados nesta abordagem, ocorrem em situações controladas de movimento retilíneo e velocidade constante. Esse estudo teve como objetivo principal avaliar de que forma diferentes designs de cadeira de rodas influenciam aspectos biomecânicos, perceptivos e o desempenho do usuário durante a execução de diferentes manobras básicas utilizando três modelos de cadeira de rodas diferentes e também a percepção de não usuários sobre aspectos práticos, estéticos e simbólicos do produto. Para registro dos dados biomecânicos foi utilizado o equipamento de Eletromiografia de superfície, a escala visual analógica e a escala de esforço percebido para o registro da percepção da dificuldade e de esforço. O teste de agilidade modificado foi utilizado para mensurar o desempenho dos participantes, e para o registro da percepção de não usuários sobre os dispositivos, foi utilizado a escala de Diferencial Semântico sobre dois modelos diferentes de cadeira de rodas. Dos resultados, destaca-se o padrão encontrado nas variáveis estudadas dos diferentes designs de cadeira de rodas, tanto na dificuldade relatada na execução de cada tarefa, no esforço percebido, no desempenho e na medição de atividade elétrica muscular, a cadeira de rodas monobloco garante o primeiro lugar, apresentando os melhores resultados, seguido da cadeira dobrável em X e por último a cadeira de rodas hospitalar. No que diz respeito ao estudo perceptivo de não usuários a cadeira de rodas motorizada ocupou o primeiro lugar nos aspectos de conforto, praticidade, beleza, mobilidade, segurança e inclusão, com exceção do aspecto prático referente a massa do produto. A análise da influência do Design dos dispositivos realizados nesse estudo propicia melhores condições de mobilidade para o usuário contribui para o desenvolvimento de produtos mais adequados a necessidades e expectativas dos usuários.

Palavras-chave: Tecnologia Assistiva; Cadeiras de rodas; Design; Mobilidade, Biomecânica.

ABSTRACT

Mobility is an essential aspect of human existence, and it is directly related to occupational performance in activities of daily living (ADL). Promoting locomotion in a manual wheelchair requires the function of the upper limbs to be enhanced for a task they have not been prepared to perform. Different aspects of the user and the task environment can influence performance, perceived effort, comfort and the satisfaction of mobility in a wheelchair. The relationship between manual wheelchair design and its implications for mobility has been insufficiently exploited in contexts in which users' daily mobility tasks are poorly representative. Most of the studies performed in this approach occur in controlled situations of rectilinear motion and constant velocity. This study aimed to evaluate how different wheelchair designs influence biomechanical, perceptual and user performance during the execution of different basic maneuvers using three different wheelchair models and also the perception of non-users about aspects practical, aesthetic and symbolic of the product. In order to record the biomechanical data, we used the surface electromyography equipment, the visual analogue scale and the perceived exertion scale for recording the perception of difficulty and effort. The modified agility test was used to measure participants' performance, and to record the perception of non-users about the devices, the Semantic Differential scale was used on two different models of wheelchairs. The results highlight the pattern found in the studied variables of the different wheelchair designs, both in the difficulty reported in the execution of each task, in the perceived exertion, in the performance and in the measurement of muscular electric activity, the monobloc wheelchair guarantees the first place, presenting the best results, followed by the folding chair in X and finally the hospital wheelchair. Regarding the perceptive study of non-users, the motorized wheelchair occupied the first place in the aspects of comfort, practicality, beauty, mobility, safety and inclusion, with the exception of the practical aspect concerning the mass of the product. The analysis of the influence of the Design of the devices carried out in this study provides better mobility conditions for the user and can contribute to the development of products more suited to users' needs and expectations.

Keywords: Assistive Technology; Wheelchairs; Design; Mobility; Biomechanics.

SUMÁRIO

RESUMO	8
ABSTRACT	9
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	12
LISTA DE FIGURAS	13
1. INTRODUÇÃO	15
2. QUESTÃO, HIPÓTESE E OBJETIVO DA PESQUISA	18
2.1. QUESTÃO DA PESQUISA	18
2.2. HIPÓTESE.....	18
2.3. OBJETIVO PRINCIPAL.....	19
2.4. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
3.1. UMA PERSPECTIVA SOBRE A DEFICIÊNCIA.....	20
3.2. TECNOLOGIA ASSISTIVA	21
3.4. MOBILIDADE EM CADEIRA DE RODAS	24
3.5. CONFIGURAÇÕES DE CADEIRA DE RODAS.....	26
3.6. HABILIDADES E O USO DA CADEIRA DE RODAS.....	29
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
4.1 ANÁLISE BIOMECÂNICA, DE ESFORÇO E DESEMPENHO NA MOBILIDADE COM TRÊS DIFERENTES MODELOS DE CADEIRA DE RODAS	34
4.1.1 SUJEITOS	34

4.1.2 MATERIAIS	34
4.1.3 MÉTODOS	43
4.1.4 ANÁLISE DOS DADOS.....	44
4.2 ESTUDO DA PERCEPÇÃO DE NÃO-USUÁRIOS SOBRE O DESIGN DE CADEIRA DE RODAS	45
4.2.1 SUJEITOS	45
4.2.2 MATERIAL.....	46
4.2.3 MÉTODOS	47
4.2.3 ANÁLISE DOS DADOS.....	48
5. RESULTADOS	48
5.1 RESULTADOS DOS TESTES DE ANÁLISE BIOMECÂNICA, PERCEPTUAL E DESEMPENHO NA EXECUÇÃO DE MANOBRAS COM A CADEIRA DE RODAS ..	48
5.2 RESULTADOS DO ESTUDO DE PERCEPÇÃO DE NÃO-USUÁRIOS SOBRE O DESIGN DE CADEIRA DE ROAS	60
6. DISCUSSÃO	61
7. CONCLUSÃO.....	65
REFERÊNCIAS	66
APÊNDICES	72
RELATO DE EXPERIÊNCIA.....	78
ANEXOS	79

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVD	Atividades de Vida diária
TA	Tecnologia Assistiva
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
CIF	Classificação Internacional de Funcionalidade
TID	Technology Initiative for Disabled and Elderly People
OIT	Organização Internacional do Trabalho
OMS	Organização Mundial da Saúde
WSTP	Wheelchair Skills Test Program
EMG	Eletromiografia
SUS	Sistema Único de Saúde
SD	Diferencial Semântico
N.U.	Não usuários
U.	Usuários

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Padrões de propulsão manual em cadeira de rodas.....	26
Figura 2: Principais componentes de uma cadeira de rodas do tipo Monobloco.	28
Figura 3: Cadeira de rodas modelo Monobloco	35
Figura 4: Cadeira de rodas modelo Dobrável em X	36
Figura 5: Cadeira de rodas modelo Hospitalar	37
Figura 6: Propulsão em velocidade confortável para frente.	38
Figura 7: Propulsão com velocidade confortável para trás.....	39
Figura 8: Giro no próprio eixo.....	39
Figura 9: Giro 90° e 180° para direita.	40
Figura 10: Giro 90° e 180° para esquerda.	40
Figura 11: Trajetória Circular.....	41
Figura 12: Manobra de Slalom	41
Figura 13: Propulsão com desvio de obstáculo.	42
Figura 14: Subida e descida de rampa.	42
Figura 15: Percurso do teste de Agilidade modificado.....	44
Figura 16: Modelo de Cadeira de rodas motorizada.....	46
Figura 17: Modelo de Cadeira de rodas Monobloco	47
Figura 18: Relação geral de dificuldade da execução da tarefa por dispositivo.....	55
Figura 19: Esforço percebido de usuários e não usuários na execução de tarefas em cada dispositivo.....	58
Figura 20: Teste de agilidade realizado pelos usuários e não usuários em cada dispositivo. ..	59
Figura 21: Resultados diferencial semântico.....	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Variáveis Independentes analisadas no estudo.	33
Tabela 2: Variáveis Dependentes analisadas no estudo.	33
Tabela 3: Caracterização da amostra de usuários e não usuários	34
Tabela 4: Atividade muscular do Peitoral em cada tarefa executada com as três diferentes cadeiras de rodas (N.U. = Usuários e U. = Usuários) em Mv.	50
Tabela 5: Atividade muscular do Deltoide em cada tarefa executada com as três diferentes cadeiras de rodas (N.U. = Usuários e U. = Usuários) em mV.....	51
Tabela 6: Atividade muscular do Tríceps em cada tarefa executada com as três diferentes cadeiras de rodas (N.U. = Usuários e U. = Usuários) em mV.....	52
Tabela 7: Atividade muscular do Bíceps em cada tarefa executada com as três diferentes cadeiras de rodas (N.U. = Usuários e U. = Usuários) em mV.....	53
Tabela 8:Relação da dificuldade na execução das tarefas pelos usuários e não usuários em cada dispositivo.....	57

1. INTRODUÇÃO

A mobilidade é um aspecto essencial para a existência humana, e está diretamente relacionada ao desempenho nas atividades de vida diária (AVD). Em 2010 o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2010) realizou o censo revelando que 2,3% da população brasileira apresenta algum grau de deficiência motora, os dados mostram que 1,9% tem grande dificuldade para caminhar ou subir escadas e 0,4% não consegue caminhar ou subir escadas de modo algum.

A Organização mundial da Saúde estima que atualmente, mais de 1 bilhão de pessoas, cerca de 15% da população mundial necessita de um ou mais produtos de auxílio, sendo que cerca de 1% da população total necessita utilizar a cadeira de rodas.

Tal dispositivo tem função de proporcionar independência e mobilidade em casos de incapacidade de locomoção, no entanto, mesmo sendo um recurso que pode fornecer a mobilidade independente, o uso da cadeira de rodas manual apresenta uma série de fatores que não favorecem por completo a qualidade de vida, como por exemplo, seu uso prolongado e as diversas lesões causadas pelas propulsões realizadas pelos membros superiores.

Promover a locomoção em uma cadeira de rodas manual, exige que a função dos membros superiores seja aprimorada para uma tarefa da qual não foram preparados para executar. Durante essa ação os membros superiores absorvem cargas excessivas devido a movimentação repetitiva resultando em lesões nos ombros, mãos e punhos (BONINGER et al. 2002).

Portanto, investigar os aspectos biomecânicos na propulsão da cadeira de rodas manual é importante para que haja uma maior preservação dos membros superiores dos usuários (MEDOLA et al. 2014a). O estudo ergonômico da interação do usuário e dispositivo neste caso, envolve ações biomecânicas do usuário como, por exemplo, a atividade elétrica muscular, padrões e velocidades de movimentos e forças exercidas pelos usuários em diferentes aspectos mecânicos do dispositivo, que envolve massa, configuração e geometria do dispositivo. Por sua

vez, aspectos do usuário, e do ambiente da tarefa podem influenciar no desempenho, esforço percebido, conforto e na satisfação da mobilidade em cadeira de rodas.

Medidas de eficiência e desempenho biomecânicas podem ser representadas por variáveis cinéticas e cinemáticas do movimento, dentre elas estão: ângulos articulares, atividade elétrica muscular, postura, velocidades e padrões de movimento de partes do corpo que estão envolvidos na utilização da cadeira de rodas, e as forças despendidas pelo usuário para a locomoção (BERTOLACCINI et al. 2017a; BERTOLACCINI et al. 2017b). Já os aspectos mecânicos estão relacionados à massa, centro de massa e geometria; e dinâmicos que estão relacionados à velocidade de movimento, aceleração e trajetória. Todas essas medidas influenciam no desempenho e eficiência do usuário.

Alguns estudos têm investigado os aspectos que influenciam essa eficiência da propulsão manual, tais como o desempenho para o desenvolvimento de habilidades com a cadeira de rodas, as forças efetivas aplicadas ao aro e o custo energético durante a mobilidade em cadeira de rodas por meio da propulsão manual. (WANG et al. 2008; BREGAM et al. 2009; LENTON et al. 2008).

A monitorização da mobilidade em cadeira de rodas demonstra que os movimentos predominantes na mobilidade diária dos sujeitos são fragmentados, ou seja, os movimentos são de curta duração e em pequenas distâncias percorridas (SONENBLUM et al. 2012). Diante disso, estudos que medem a velocidade e a distância percorrida em um dia, ou avaliam a mobilidade estacionária com velocidades controladas não representam fidedignamente a mobilidade em cadeira de rodas, sendo assim, torna-se mais importante investigar como os usuários se movem do que o quanto eles se movem (MEDOLA, 2013). Além disso, até o presente momento poucos estudos abordaram a influência dos diferentes designs de cadeira de rodas em movimentos livres e manobras características da vida diária de usuários, que incluem acelerações e desacelerações e curvas (LIN et al. 2016).

Segundo Medola (2013) é importante reconhecer o papel que cadeira de rodas exerce na função de mobilidade, no entanto, reconhecer também as suas limitações contribui para a evolução de projetos que sejam apropriados para o uso, erradicando problemas relacionados à interface do dispositivo, que por sua vez fornece ao usuário melhores condições para a locomoção. De fato usuários de cadeira de rodas enfrentam dificuldades nas realização de atividades diárias de maneira independente, em última análise tais dificuldades podem comprometer a satisfação do usuário com o dispositivo, uma vez que pode ser considerada como um aspecto que define o quanto a tecnologia assistiva pode potencializar as capacidades do usuário, quando o dispositivo não atende de forma plena as necessidades e expectativas do usuário o abandono da Tecnologia Assistiva (TA) pode ocorrer (SILVA et al. 2016).

Braccialli et al. (2008) mostraram que mais de 30% dos dispositivos adquiridos foram abandonados entre o primeiro e o quinto ano de uso. Outros estudos também indicaram que o abandono de dispositivos tem sido frequente sugerindo que, dentre outros fatores, o estigma atrelado ao uso da TA pode ser um deles (PARETTE & SCHERER, 2004; VERZA, et al. 2006)

Portanto, a investigação das interações entre usuário e a cadeira de rodas numa perspectiva ergonômica é importante pois tais informações contribuem com fundamentos para a inovação e aprimoramento do design do dispositivo.

2. QUESTÃO, HIPÓTESE E OBJETIVO DA PESQUISA

2.1. QUESTÃO DA PESQUISA

A relação entre o design de cadeira de rodas manual e suas implicações na mobilidade tem sido explorada em contextos pouco representativos das tarefas diárias de mobilidade dos usuários. A maioria dos estudos realizados nesta abordagem, ocorrem em situações controladas de movimento retilíneo e velocidade constante. Entretanto, para se estudar a mobilidade em cadeira de rodas, tal investigação deve ser realizada em ambientes que se aproximam da realidade do usuário em situações de movimento livre, com alterações de aceleração e direção, e diferentes tarefas de mobilidade.

Desta forma, as seguintes questões fundamentaram o desenvolvimento deste trabalho: de que forma o design da cadeira de rodas manual influencia os aspectos biomecânicos do usuário na função de mobilidade em diferentes contextos de trajetória? Quais as correlações entre o design da cadeira de rodas nas impulsões com a atividade elétrica muscular dos membros superiores, agilidade, dificuldade na execução das habilidades e percepção de esforço do usuário durante a mobilidade em cadeira de rodas manual? Quais os significados culturais que determinados modelos de cadeira de rodas têm em si na visão de não usuários?

2.2. HIPÓTESE

Sabe-se que os usuários de cadeira de rodas enfrentam limitações em suas mobilidades diárias, e que alterações no design e configurações do dispositivo, variáveis mecânicas, cinéticas e cinemáticas interferem no desempenho dos mesmos. Além disso, apesar do auxílio que as cadeiras de rodas oferecem, é possível que problemas de aceitação e abandono do uso destes dispositivos esteja ligado em última análise ao estigma atrelado à cadeira de rodas e ao indivíduo que o utiliza. Com isso, as hipóteses desse estudo são: diferentes designs e configurações de cadeira de rodas manual influenciam as ações do usuário durante a locomoção, como a atividade muscular e esforço nas impulsões nas rodas; esta influência se diferencia

conforme as características da tarefa, tais como as manobras básicas; cadeira de roda mais leve e compacta promove melhor desempenho, menor demanda muscular e esforço na mobilidade em comparação a modelos mais pesados e maiores; o design de cadeira de rodas influencia a percepção de não usuários sobre os aspectos práticos, estéticos e simbólicos do dispositivo..

2.3. OBJETIVO PRINCIPAL

Avaliar de que forma diferentes designs de cadeira de rodas influenciam: (i) os aspectos biomecânicos, perceptivos e o desempenho do usuário durante a execução de diferentes tarefas de mobilidade em cadeira de rodas; (ii) a percepção de não usuários sobre os aspectos práticos, estéticos e simbólicos do produto.

2.4. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Correlacionar aspectos biomecânicos, perceptivos e de desempenho na locomoção em diferentes modelos de cadeira de rodas em variadas tarefas de mobilidade em cadeira de rodas; verificar a magnitude da diferença nas variáveis de estudo entre diferentes modelos de cadeira de rodas.

3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. UMA PERSPECTIVA SOBRE A DEFICIÊNCIA

É importante conceituar a deficiência, uma vez que o objeto de estudo desta pesquisa é um dispositivo utilizado para pessoas com deficiência na mobilidade. A deficiência pode comprometer o indivíduo desde o seu nascimento, advinda de complicações congênitas ou a qualquer momento da vida.

Segundo o censo de 2010 realizado pelo IBGE, 45 milhões de brasileiros, cerca de 23,9% da população total apresenta algum tipo de deficiência. Desses números a deficiência motora ocupa o segundo lugar no ranking de deficiências severas com 2,33%, sendo que 1,6% do valor total de população com deficiência, é incapaz de se locomover.

A Classificação Internacional de Funcionalidade, Deficiência e Saúde (CIF), define a deficiência como sendo um termo amplo utilizado para categorizar limitações de atividades e restrições de participação. A conceituação da deficiência deve levar em conta os fenômenos de natureza anatomofisiológicas e psicossocial, precisamente a deficiência é uma lacuna entre a capacidade de desempenho da pessoa para uma determinada atividade e a demanda dessa atividade. De certa forma essa diferença na execução de atividades devido às habilidades insuficientes são observadas pela sociedade de maneira negativa estabelecendo uma visão estigmatizante e preconceituosa sobre a pessoa com deficiência. Para tanto, é papel da Tecnologia Assistiva (TA) preencher essa lacuna, possibilitando participação social e a execução de tarefas ocupacionais dantes não desempenhadas, ressalta-se então a importância da Tecnologia Assistiva amenizar o impacto da visão estigmatizante da deficiência, por isso além de resgatar a funcionalidade desses indivíduos é fundamental que os dispositivos sejam bem vistos tanto pelos usuários como para não usuários.

3.2. TECNOLOGIA ASSISTIVA

Segundo o Comitê de Ajudas Técnicas (BRASIL, 2009) a TA é uma disciplina de caráter multidisciplinar, no qual todos os profissionais compartilham esforços para restaurar a função humana. A Tecnologia Assistiva refere-se pesquisa, produção e uso de equipamentos ou recursos que possam maximizar habilidades de pessoas com algum tipo de deficiência.

O Programa Technology Initiative for Disabled and Elderly People – TID da União Europeia apresenta três grandes áreas de formação em Tecnologia Assistiva: Componentes socioeconômicos, Componentes humanos e Componentes Técnicos, todas essas grandes áreas abordam principais pontos que devem ser levados em consideração tratando-se da criação e dispensação de dispositivos de TA (EUROPEAN COMMISSION, 1998). Especificamente, na grande área dos componentes técnicos, encontra-se ainda a subdivisão temática da Mobilidade, incluindo os dispositivos de mobilidade, dentre eles a cadeira de rodas.

A cadeira de rodas é um dos dispositivos de Tecnologia assistiva mais utilizados para ampliar a mobilidade de pessoas, apropriada e adequada para cada tipo de pessoa ela é capaz de fornecer as condições necessárias para a inclusão e participação na sociedade.

Principalmente, nos casos de deficiência motora, a interação desses indivíduos com o ambiente é bastante limitada, apesar do dispositivo da cadeira de rodas oferecer um grau de liberdade, tal locomoção está longe de ser a mais efetiva e satisfatória, ainda é alto o número de barreiras no uso do dispositivo encontradas pelos usuários, o que dificulta a participação e o desempenho ocupacionais de pessoas com mobilidade reduzida.

Segundo Lobach (2001) o design é um processo de adaptação de produtos que são desenvolvidos para a população, fabricados industrialmente que atende às necessidades físicas, psíquicas de seus usuários. Tratando-se de desenvolvimento de produtos de tecnologias assistivas, o design pode ser útil no que diz respeito aos sentimentos de autossuficiência e autoestima, contribuindo para o desenvolvimento social almejado, já que o desempenho da

pessoa independente é fortemente valorizado pela sociedade atual (TROMBLY, 2005). Dessa forma, o design torna-se um conciliador da usabilidade e da participação social, ao proporcionar uso igualitário e diminuir diferenças por meio do desenvolvimento de produtos acessíveis.

Além de todos esses desafios que os usuários de cadeiras de rodas enfrentam, a questão do fornecimento do dispositivo é pouco conhecida pela população usuária e não usuária de cadeira de rodas.

De acordo com os dados da Organização Mundial da Saúde (OMS, 2008), aproximadamente 80% das pessoas com deficiência em todo mundo vivem em países de baixa renda e é considerada uma população pobre sem acesso a serviços básicos, ainda a Organização Internacional do trabalho (OIT) relatou que os índices de desemprego entre as pessoas com deficiência atinge cerca de 80% ou mais em muitos países incluindo o Brasil.

Segundo a Convenção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência é dever dos Estados providenciarem medidas satisfatórias que garantam a mobilidade com a maior independência possível às pessoas com deficiência, além de facilitar a mobilidade das mesmas na forma e no momento da escolha do dispositivo, a um custo acessível (OMS, 2003).

Entretanto, nem sempre é possível contar com subsídios governamentais para o fornecimento de cadeiras de rodas, esse cenário faz com que as pessoas que necessitam de cadeiras de rodas fiquem no esquecimento uma vez que essas pessoas não tem condições financeiras favoráveis para bancar a compra dos dispositivos. Os usuários de cadeiras de rodas dificilmente têm a oportunidade de escolherem uma cadeira de rodas de acordo com as necessidades que eles apresentam, na maioria das vezes, apenas um tipo de cadeira de rodas é acessível sendo disponibilizada em apenas um tamanho, não se adequando a necessidade do usuário, dados apontam que menos de 5% das pessoas que precisam de uma cadeira de rodas têm de fato acesso a uma devidamente ajustada (OMS, 2012).

No Brasil, grande parte dos usuários dependem de doações ou instituições sociais para receberem os dispositivos, em alguns casos as cadeiras de rodas doadas são inadequadas e de baixa qualidade. O grande problema dessa aquisição é que os usuários não passam por nenhuma prescrição ou adequação do dispositivo ocasionando, por sua vez, problemas advindos do mal-uso.

É importante esclarecer que não existe apenas um único modelo ou tamanho de cadeira de rodas, em cada caso faz-se necessário determinados tipos de dispositivo. O documento “Diretrizes para o fornecimento de Cadeiras de rodas Manuais em locais com poucos recursos”, desenvolvido pela OMS em 2008, orienta que em casos de uso temporário, no qual o usuário apenas será movido por um cuidador ou percorrerá pequenas distâncias, por exemplo, dentro de um hospital, a cadeira de rodas modelo hospitalar ortopédica pode ser utilizada pois a mesma não foi projetada para oferecer ao usuário um ajuste adequado ou suporte postural correto. Para os usuários que imprescindivelmente utilizam por longos períodos, não totalmente independentes e que necessitam de componentes adicionais para obterem maior suporte, a cadeira de rodas ideal deve permitir uma variação postural de membros inferiores, e superiores, por meio de encostos ajustáveis como, por exemplo, apoio de pés, braços, cabeça, além de garantir o conforto com almofadas no assento e encosto. Já para os usuários que são capazes de se locomover ativamente, de realizar trocas posturais quando necessário e propulsionar a cadeira de forma eficiente, a cadeira de rodas modelo monobloco pode ser indicada por ser uma cadeira leve e de fácil transporte.

Neste contexto, é comum que os usuários utilizem modelos de cadeira de rodas que não são adequadas para a vida cotidiana que ele se encontra, ou até mesmo por falta de orientação e prescrição a escolha do usuário acaba não favorecendo por completo a funcionalidade e o desempenho nas atividades de vida diária. A escolha dos dispositivos utilizados no presente estudo foi baseada nessa realidade enfrentada pelos usuários observada em prática clínica.

Portanto, não se pode falar de cadeira de rodas adequadas e bem planejadas sem antes tomar conhecimento do impacto do econômico existente no fornecimento de cadeira de rodas.

3.4. MOBILIDADE EM CADEIRA DE RODAS

A mobilidade é um fator fundamental da existência humana, desde os primórdios a possibilidade de locomoção proporciona ao homem independência, autonomia, funcionalidade e interação social, o que influencia diretamente em sua qualidade de vida. No entanto, condições de incapacidades temporárias ou permanentes do sistema locomotor humano podem restringir a mobilidade afetando diretamente o aspecto da qualidade da vida, tais como paraplegia e tetraplegia advindas da lesão da medula espinhal, amputações de membros inferiores causadas por doenças progressivas, doenças com quadros degenerativos, o avanço da idade, entre outras situações.

Neste sentido estudos que abordam a mobilidade em contextos de pessoas com necessidades específicas são necessários para que haja uma melhor compreensão de suas rotinas de locomoção e do quanto as dificuldades enfrentadas afetam a qualidade de vida.

O indivíduo que apresenta dificuldade na mobilidade e faz uso da cadeira de rodas, locomove-se por meio das impulsões nas rodas traseiras de forma rítmica, a velocidade e a trajetória do movimento são determinadas pela força e frequência das forças aplicadas nas rodas.

Entretanto, para que o dispositivo forneça condições mínimas e satisfatórias de uso, o design e a configuração devem estar adequadas às características e necessidades do usuário (CHERUBINI e MELCHIORRI, 2012). Quando essas questões não direcionam a escolha do equipamento, o mesmo é indicado por quem o utiliza como sendo um fator de restrição à participação social, e à qualidade de vida em função de dores nas extremidades superiores, úlceras de pressão e desconfortos no geral (CHAVES et al. 2004; SAMUELSSON, 2009) tais

fatores ultrapassam a necessidade de locomoção e levam ao abandono do dispositivo (KITTEL et al. 2002).

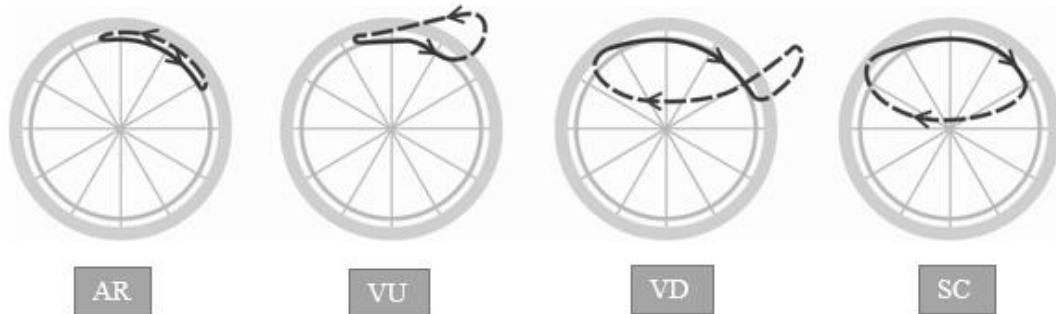
Medola et al. (2011) realizou um estudo com 28 sujeitos paraplégicos e tetraplégicos usuários de cadeiras de rodas, e encontrou que 78% dos sujeitos apresentava algum tipo de dor, sendo os ombros a maior área de incidência, o que pode estar relacionado à sobrecarga biomecânica da propulsão manual.

O uso dos membros superiores do corpo como parte ativa na mobilidade, especialmente o exercício da propulsão manual de cadeira de rodas é mais exaustivo e mecanicamente menos eficiente do que os exercícios dos membros inferiores para marcha (GROOT et al. 2014).

De fato, estudos apontam que a tarefa da propulsão manual de cadeira de rodas é a causa da sobrecarga dos membros superiores, devido a sua repetitividade (BONINGER et al. 2004; MORROW et al. 2010; MIYAHARA et al. 1998), tornando os indivíduos ainda mais incapacitados, além dos danos causados pelos longos períodos de tempo passados na mesma posição.

Cada usuário pode apresentar uma técnica diferente para propulsionar a cadeira de rodas, no entanto alguns autores (SOUZA, 2000; BONINGER et al. 2002) identificaram quatro tipos de padrões de propulsão do dispositivo, descritos como Semicircular, quando as mãos oscilam abaixo do aro durante a fase de recuperação; Volta única, quando o usuário dispõe as mãos acima do aro durante a fase de recuperação; Volta dupla no qual as mãos começam subindo acima do aro para que em seguida cruzar e descer abaixo do aro durante a fase de recuperação; Arco, no qual a mão segue semelhantemente a um arco ao longo do aro durante a fase de recuperação, por fim a figura 1 apresenta os quatro padrões de propulsão manual da cadeira de rodas. A linha contínua representa a fase de contato, enquanto que a linha tracejada representa a fase de recuperação, a direção da propulsão da cadeira de rodas está para a direita, e as setas indicam a direção do movimento da mão.

Figura 1: Padrões de propulsão manual em cadeira de rodas



Fonte: Adaptado de Boninger et al., (2002): arco (AR); volta única (VU), volta dupla (VD) e semicircular (SC).

Mesmo sendo um dispositivo que quantifica a mobilidade do usuário, tal locomoção está longe de se assemelhar com a mais utilizada, uma que vez que, a distância diária percorrida e a velocidade média de cadeiras de rodas são significativamente mais baixas comparadas com a de um indivíduo que não apresenta incapacidades de locomoção (MEDOLA et al. 2014).

Tal conhecimento pode auxiliar profissionais que estão envolvidos em projetos ou prescrições de cadeira de rodas, a atentarem-se para as características funcionais, necessidades e expectativas do usuários, fornecendo uma maior participação social, independência e qualidade de vida (MEDOLA et al. 2014).

3.5. CONFIGURAÇÕES DE CADEIRA DE RODAS

Segundo a categoria de Tecnologias Assistivas, a cadeira de rodas é um dispositivo de auxílio para adequação postural, esporte e mobilidade, e pode ser classificada de acordo com as suas características.

Lianza, (1994) definiu quatro grandes grupos de cadeira de rodas, aquelas de armação rígida, dobráveis, motorizadas e para uso em esportes. No entanto, Bertoncello & Gomes (2002) também classificaram os tipos de cadeiras de rodas em categorias de produtos de baixa, média e alta complexidade tecnológica.

As cadeiras de rodas classificadas com alto grau de complexidade, são os dispositivos que possuem princípios elétricos ou eletrônicos. Essa categoria abrange o que há de mais moderno no mercado, desde as cadeiras de rodas que são controladas a partir de sistemas computacionais até as que são acionadas via comando de voz.

Dentre os dispositivos classificados com média complexidade estão as conhecidas cadeiras de rodas motorizadas, muito utilizadas quando a mobilidade dos membros superiores também é reduzida, facilitando o deslocamento em curtas e longas distâncias.

E as cadeiras de rodas manuais que são conduzidas na maior parte pelo trabalho dos membros superiores dos próprios usuários ou conduzidas por cuidadores, foram classificadas como produtos de baixa complexidade. Apesar de ser a mais simples das categorias, ainda é subdividida em três classificações: padrão, especiais e incrementadas.

As cadeiras de rodas padrão, possuem rodas de borracha maciça o que reduz o atrito com a superfície sendo ideal para ambientes internos, além disso elas podem ser fixas (estrutura monobloco) e dobráveis, com fecho horizontal no qual o encosto dobra-se sobre o assento, e vertical dobrável em “X”. De maneira geral, os principais componentes de uma cadeira de rodas manual referem-se à interface corporal, componentes de mobilidade e ajustes, e podem ser representados na Figura 2. As características e ajustes destes componentes podem influenciar a demanda biomecânica e mobilidade do usuário, e foram discutidos no estudo de Medola et al. (2014).

Figura 2: Principais componentes de uma cadeira de rodas do tipo Monobloco.



Fonte: Autor

As chamadas especiais, contam com uma produção mais tecnológica, apesar de serem manuais apresentam características especiais para a função como é o caso das cadeira de rodas com alteração de cambagem para uso esportivo, a maioria com pneus rígidos. E por fim, as cadeiras de rodas incrementadas, pode se dizer que esta é desenvolvida com o foco no conforto, com roda pneumática, redução da massa do dispositivo, e praticidade no uso para transferência e transporte.

Independentemente, da categoria que o dispositivo se enquadra, uma cadeira de rodas manual é composta pelo quadro, também conhecido como chassi, conectados às duas rodas traseiras, dois garfos que servem de suporte as rodas menores e dianteiras, encosto e apoio de pés. Ainda existem acessórios que variam conforme a necessidade do usuário, tais como encosto de cabeça, rodas de segurança acopladas no eixo traseiro da cadeira, apoios de braço e pés ajustáveis, proteção lateral para roupas e aros, cintos, almofadas, além de rodas com

diâmetro, densidades e pneus diferentes, todos esses itens em funcionamento correto possibilitam a mobilidade para o usuário.

O desempenho da locomoção está fortemente ligado a configuração do sistema da cadeira de rodas (MEDOLA e SPRIGLE, 2014). Alterações na configuração e no design de cadeira de rodas podem afetar diretamente a mobilidade através das forças de propulsão, da amplitude de movimento dos membros superiores e da estabilidade de todo sistema, usuário-dispositivo, tais aspectos determinam quão fácil ou difícil será para impulsionar a cadeira de rodas, diante disso melhorar a eficiência da mobilidade é aprofundar-se nas investigações biomecânicas, do sistema de forças e no contexto que o usuário está inserido. (GROOT et al. 2014; MEDOLA et al. 2014).

Neste sentido, Medola et al. (2014) afirmam que os usuários de cadeira de rodas manual apresentam limitações na locomoção independente por longas distâncias, em rampas e superfícies com aclive, portanto as especificações técnicas, dimensionais, e as configurações da cadeira de rodas determinam o desempenho e o conforto do usuário na mobilidade. No entanto, a ausência de habilidade e o desconhecimento das técnicas existentes para a utilização adequada da cadeira de rodas, pode tornar o ato de se locomover bem mais complexo (CARRIEL, 2014).

3.6. HABILIDADES E O USO DA CADEIRA DE RODAS

É possível que em um ambiente adequado as dificuldades relacionadas à mobilidade sejam amenizadas, tornando-os usuários independentes, no entanto, dificilmente os ambientes são ideais à locomoção desses indivíduos, na maioria das vezes o próprio ambiente restringe a mobilidade.

Para que o usuário de cadeira de rodas tenha uma mobilidade independente, é necessário que o mesmo possua uma variedade de habilidades de cadeira de rodas, para que dessa maneira seja capaz de enfrentar as barreiras em diversos ambientes. O desempenho de habilidades

básicas de usuários de cadeira de rodas está intimamente relacionado com a sua participação social.

Routhier et al. (2003) definiu o desempenho de habilidades básicas de cadeira de rodas, como sendo a habilidade de mover-se e transpor barreiras encontradas na execução de atividades de vida diária ou de papéis sociais.

Em um estudo de revisão sistemática, Fliess-Douer et al. (2010) buscou testes de habilidades de cadeira de rodas, em sua vasta procura encontrou que quarenta estudos envolveram diferentes formas de avaliar as habilidades de cadeira de rodas, sendo que onze testes abrangeram 14 habilidades diferentes que foram categorizadas em 3 grupos de manobras e habilidades básicas de vida diária, como transposição de obstáculos, habilidade de empinar e realizar transferências.

O Wheelchair Skills Test, é um dos testes citado por Fliess-Douer et al. (2010), e consiste num teste confiável, porém ainda não validado para a língua portuguesa, muito utilizado como um instrumento no processo de reabilitação de pessoas com lesão medular, com o objetivo de treinar usuários para um melhor uso do dispositivo, o teste reúne várias tarefas para serem executadas pelo sujeito em condições padronizadas (KIRBY, et al. 2002).

A falta de treinamento de habilidades pode aumentar o risco de desenvolvimento de lesões nos membros superiores e o esforço excessivo, entretanto quando oferece-se a intervenção de treinamento de habilidades tanto para o recém usuário de cadeira de rodas como também para o que já utiliza o dispositivo há mais tempo, percebe-se que a técnica de propulsão é aprimorada e conseqüentemente a habilidade funcional na cadeira de rodas também (DYSTERHEFT et al. 2015).

O Wheelchair Skills Test Program, versão 4.2 (WSTP) é um método padronizado de treinamento que refere-se a um conjunto de habilidades relevantes para o bom uso da cadeira de rodas (LEE, 2016). No que diz respeito ao treinamento de habilidades básicas, o autor do

método é convicto de que para qualquer habilidade motora a ser tentada por um sujeito, existe uma maneira melhor e pior de realizá-la, da mesma forma que ao ser aprendida ainda existe a melhor e a pior forma de executá-la.

Segundo o Manual de aplicação de Classificação Internacional de Funcionalidade da Organização Mundial da Saúde (CIF), o ato de adquirir competências, resume-se em desenvolver as capacidades básicas e complexas necessárias para a execução de um conjunto integrado de tarefas ou atividades de forma que, ao adquirir essa competência, consiga iniciar e concluir a sua execução (OMS, 2003).

Ainda segundo a CIF, competências básicas devem ser aprendidas com objetivos pré-determinados (BATTISTELLA, DE BRITO, 2016), nesse contexto [a aprendizagem de] “habilidades básicas em cadeira de rodas não são apenas um fim em si mesma, mas para um fim” (KIRBY et al, 2016, p.9). Podemos então dizer que as atividades a serem desenvolvidas na cadeira de rodas são as chamadas competências, e a capacidade de executá-las representa o seu desempenho de uso nas atividades de vida diária.

O objetivo do método de aprendizagem de habilidades básicas, é que o sujeito seja capaz de superar as barreiras do contexto em que está inserido, permitindo então que o mesmo desempenhe o papel desejado na sociedade, outro benefício importante é que com o treinamento de habilidades o risco de lesões agudas por uso inapropriado e excessivo é menor.

O WSTP, categoriza as habilidades em diversos grupos de competências que vai desde como operar as partes da cadeira de rodas, entrada, saída e reposicionamento com a cadeira de rodas, propulsão em superfícies niveladas e suaves, habilidades que exigem inclinação do dispositivo, dentre essas categorias existem habilidades básicas e avançadas. Tem sido utilizado em alguns estudos que investigam e testam a hipótese de que o treinamento de habilidades em cadeira de rodas pode resultar em melhorias no desempenho diário dos sujeitos, além de identificar componentes essenciais para o treinamento biomecânico na propulsão de

cadeira de rodas manual (KIRBY, et al. 2002; MACPHEE et al. 2004; FLIESS-DOUER et al. 2010; MORGAN et al. 2017).

Apesar do considerável número de estudos sobre a propulsão de cadeira de rodas, nos últimos anos, o monitoramento de técnicas de propulsão e de esforço físico do usuário de cadeira de rodas, não é uma prática comum no Brasil. A abordagem de monitoramento pode ser utilizada para otimizar o desempenho do usuário de cadeira de rodas, e o desenvolvimento de habilidades e técnicas que fornecem ao usuário uma melhor técnica de propulsão, melhora a capacidade física e previne lesão por excesso de uso das extremidades superiores. O que indica um objetivo primordial para a qualidade de vida do usuário, no qual dessa forma os mesmos podem ser participantes ativos na sociedade (GROOT et al. 2014).

Um recente estudo preliminar analisou a demanda sobre os músculos dos membros superiores em quatro diferentes tarefas de mobilidade com cadeira de rodas, a partir da análise da porcentagem em relação à ativação muscular durante o torque propulsor estático máximo. Os resultados demonstraram um padrão crescente entre a intensidade de ativação muscular e as porcentagens de força proporcionais ao torque propulsor máximo, além disso o método de análise apresentado no estudo contribuem para a melhor compreensão da relação entre a mobilidade em cadeira de rodas manual e a intensidade de trabalho muscular em tarefas semelhantes as realizadas nas rotinas dos usuários (SILVA, et al. 2017).

Compreender a relação entre a intensidade de ativação muscular e propulsão, o tipo de movimento realizado, e o desempenho nas tarefas básicas com diferentes designs de cadeira de rodas, contribui por meio de abordagens ergonômicas oferecendo parâmetros para o desenvolvimento de produtos que favoreçam, em última análise, a diminuição de sobrecarga dos músculos dos membros superiores, conforto e usabilidade no uso de cadeira de rodas.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Para cumprir com os objetivos deste projeto, foram realizados dois estudos, cujos procedimentos metodológicos serão descritos separadamente, para favorecer a compreensão dos mesmos, no entanto as tabelas 1 e 2 detalham as variáveis independentes e dependentes analisadas no presente estudo. Todos os procedimentos destes estudos, seja com usuários ou não usuários de cadeira de rodas, foram submetidos e aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual Paulista/Bauru – SP (Número do Protocolo 800.500), conforme Apêndice A.

Tabela 1: Variáveis Independentes analisadas no estudo.

Variáveis Independentes
Modelos diferentes de Cadeira de rodas
Manobras básicas
Usuário
Não Usuário

Fonte: Autor

Tabela 2: Variáveis Dependentes analisadas no estudo.

Variáveis Dependentes
Atividade Elétrica Muscular
Percepção de Dificuldade
Esforço Percebido
Percepção Estética, Prática e simbólica

Fonte: Autor

4.1 ANÁLISE BIOMECÂNICA, DE ESFORÇO E DESEMPENHO NA MOBILIDADE COM TRÊS DIFERENTES MODELOS DE CADEIRA DE RODAS

4.1.1 SUJEITOS

Participaram da pesquisa 10 sujeitos, do gênero masculino, com idade entre 22 e 43 anos (desvio padrão $27,9 \pm 6,8$), média de altura 1,73m e desvio padrão $\pm 0,07$, e média de massa 73,9kg e desvio padrão, 7,56, sendo 5 sujeitos sem nenhuma deficiência física e nenhuma experiência com cadeiras de rodas. Os outros 5 sujeitos são usuários de cadeira de rodas ativos, todos com experiência de uso do dispositivo há mais de 2 anos, os motivos que levaram ao uso foram acidente de trabalho, acidentes automobilísticos e causa patológica. O contato com os participantes usuários de cadeira de rodas foi fornecido pelo Centro Especializado em Reabilitação da SORRI-BAURU, no quais estabeleceu-se o critério de inclusão dos participantes serem usuários ativos e independentes no uso da cadeira de rodas, a partir do critério definido o número de potenciais participantes foi reduzido, inclusive a não participação de mulheres no presente estudo deu-se ao critério definido. O primeiro contato foi realizado na instituição para esclarecer a parceria com a Universidade, manifestado o interesse do usuário em participar da pesquisa, um novo contato foi efetuado para agendar a coleta de dados.

Tabela 3: Caracterização da amostra de usuários e não usuários

	Usuários	Não usuários
Idade	30,8 ($\pm 7,98$)	25 ($\pm 4,64$)
Massa (Kg)	72,6 ($\pm 9,56$)	75,2 ($\pm 5,76$)
Altura (m)	1,7 ($\pm 0,08$)	1,8 ($\pm 0,05$)

Fonte: Autor

4.1.2 MATERIAIS

Foram selecionadas três tipos de cadeiras de rodas, todas com configurações diferentes entre si.

Modelo 1: Construída em liga alumínio aeronáutico temperado, estrutura monobloco com encosto rebatível, eixo vertical do garfo em aço, estofamento de assento rígido e encosto em

nylon resistente; Rodas traseiras de 24" infláveis, raiadas; Rodas dianteiras de 6" maciças, com garfo de alumínio; Sistema de desmontagem rápida *quick release* nas quatro rodas; Freios bilaterais, protetor de roupas e cambagem de 0°; Apoio de pés fixo em "U", regulável na altura; massa de aproximadamente 11,55kg, largura do assento 40 cm, altura do encosto de 36 cm e largura total 64cm, preço estimado aproximadamente R\$ 2600,00 reais (Figura 3).

Figura 3: Cadeira de rodas modelo Monobloco



Fonte: Autor

Modelo 2: Estrutura dobrável em duplo "X", com sistema de fechamento por articuladores; Estofamento em nylon acolchoado, apoio de braços com regulagem de altura e removível, encosto reclinável de 90° a 150°; Apoio de pés elevável, com apoio de panturrilha e com sistema de pedal *Swingaway in-out* (rebatível lateralmente, externamente e internamente); Apoio de cabeça regulável em altura, e sistema protetor lateral de roupas incorporado aos apoios de braços; Rodas dianteiras de 6", maciças e com garfo de aço carbono, rodas traseiras de 24"

infladas e com raias; Protetor de raios nas rodas traseiras; Sistema de desmontagem rápida *quick release* nas quatro rodas; Freios bilaterais e regulagem de Tilt; massa da cadeira, aproximadamente 21kg; Largura do assento 40cm, altura do encosto 50cm e largura total 69 cm, preço estimado de aproximadamente R\$ 1400,00 reais (Figura 4).

Figura 4: Cadeira de rodas modelo Dobrável em X



Fonte: Autor

Modelo 3: Cadeira de rodas Hospitalar Padrão de aço pintada, assento/encosto em napa, dobrável em X, freios bilaterais, apoio de pé sem regulagem de altura, aro impulsor, apoio para braços e pés fixos, rodas dianteiras aro 06" com pneus maciços, rodas traseiras aro 24" em ferro com pneus maciços, altura do 40cm, largura do assento 40cm, e largura total 64cm, com massa aproximadamente de 15kg, preço estimado de aproximadamente R\$ 450,00 reais (Figura 5).

Figura 5: Cadeira de rodas modelo Hospitalar



Fonte: autor

Quadra Paradesportiva: O espaço é construído em uma área de 3.547 m², totalmente acessível e adequada para a prática de esportes por pessoas com deficiência, com piso sintético de madeira e verniz, cobertura e iluminação adequada para uso.

Equipamento de Eletromiografia

Foi utilizado o equipamento de Eletromiografia de Superfície (EMG) com quatro sensores sem fio (T-sens sEMG) e o Datalogger modulador (CAPTIV, TEA Ergo, Nance, França) para o registro dos sinais de eletromiografia. Os eletrodos autoadesivos de superfície Triode T3402M (Thought Technology, Montreal, Canadá). Todos os dados EMG foram coletados numa frequência de 2048Hz, tendo o valor RMS foi calculado e transmitido pelo módulo T-Sens, com a frequência de 128Hz, a análise dos dados foi realizada com o Software CAPTIV L – 700 (TEA Ergo, Nance, França).

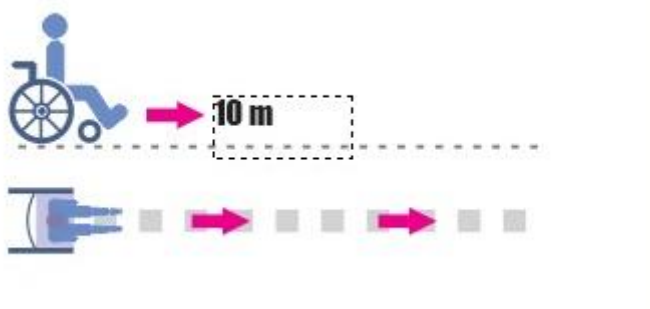
Para a fidedignidade do tempo no Teste de agilidade além do cronometro digital também foi utilizado uma Câmera fotográfica Modelo DSC-HX100V – SONY, com tripé, para a gravação de todos os testes de agilidade realizados no presente estudo.

Os trajetos das habilidades foram demarcados no chão com fita crepe adesiva, além da fita foi utilizado cones plásticos para melhor visualização do trajeto. A metragem das trajetórias foi verificada por uma fita métrica.

Em relação as manobras foram selecionadas 9 tipos de manobras básicas, baseadas no WSTP já descrito anteriormente.

- *Propulsão para frente*: Propulsão da cadeira de rodas em linha reta com 10 metros de comprimento demarcadas com cone, numa velocidade constante e confortável ao sujeito (Figura 6).

Figura 6: Propulsão em velocidade confortável para frente.



Fonte: Autor

- *Propulsão para trás*: Propulsão da cadeira de rodas para trás em linha reta com 10 metros de comprimento demarcadas pelo cone, numa velocidade constante e confortável ao sujeito (Figura 7).

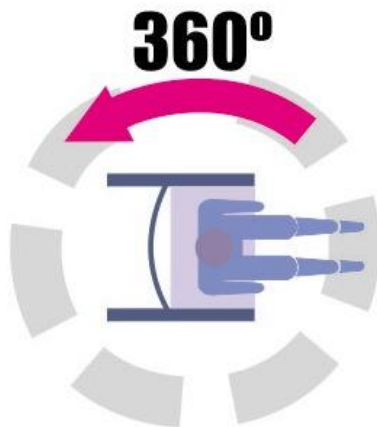
Figura 7: Propulsão com velocidade confortável para trás.



Fonte: Autor

- *Giro no próprio eixo:* Girar a cadeira de rodas no próprio eixo de acordo com a lateralidade do sujeito, em velocidade confortável (Figura 8).

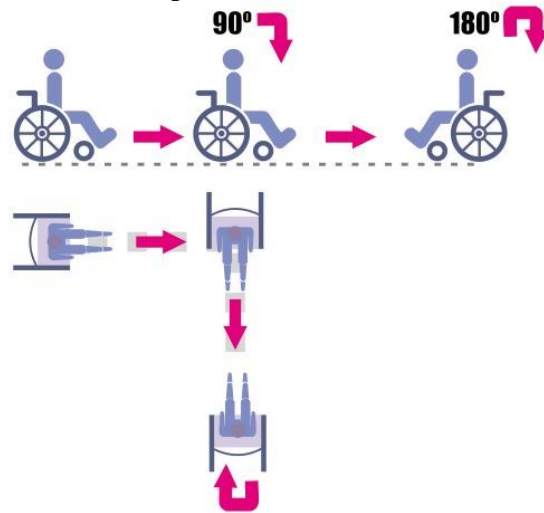
Figura 8: Giro no próprio eixo.



Fonte: Autor

- *Giro 90° e 180° para direita:* Após três toques de propulsão para frente em linha reta um giro de 90° para a direita e retorno para a linha reta, depois mais três toques de propulsão para frente acrescido de giro em 180° para a direita finalizado com retorno em linha reta, em velocidade confortável (Figura 9).

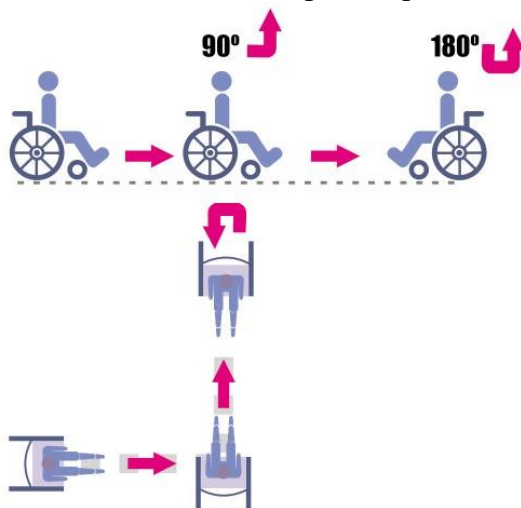
Figura 9: Giro 90° e 180° para direita.



Fonte: Autor

- *Giro 90° e 180° para esquerda:* Após três toques de propulsão para frente em linha reta um giro de 90° para a esquerda e retorno para a linha reta, depois mais três toques de propulsão para frente acrescido de giro em 180° para a esquerda finalizado com retorno em linha reta, em velocidade confortável (Figura 10).

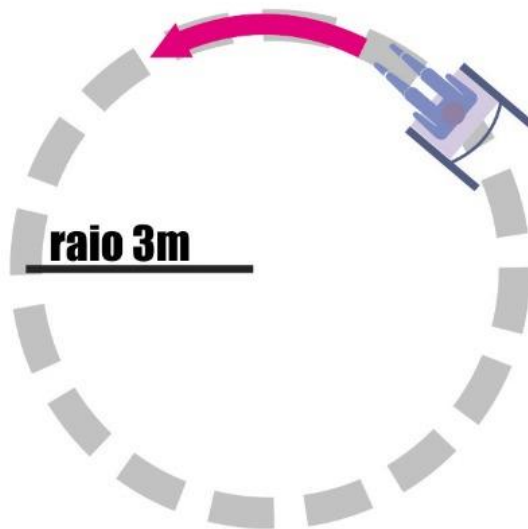
Figura 10: Giro 90° e 180° para esquerda.



Fonte: Autor

- *Trajatória circular:* Propulsionar a cadeira de rodas num círculo demarcado no chão com 3 metros de raio, em velocidade confortável (Figura 11).

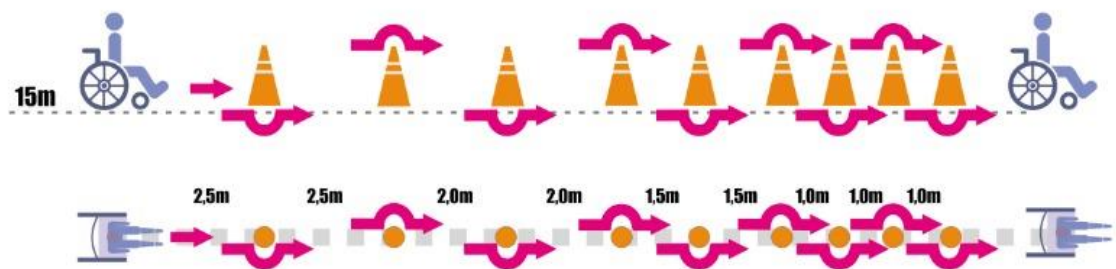
Figura 11: Trajetória Circular.



Fonte: Autor

- *Manobra de Slalom*: Propulsão da cadeira de rodas do tipo “zig-zag” com redução de espaço gradual, demarcados por cones plásticos nas seguintes distâncias: 2,5m; 2,5m; 2m; 2m; 1,5m; 1,5m; 1m; 1m; 1m; totalizando 15 metros de propulsão (Figura 12), conforme descrito no estudo de Medola et al. (2014)

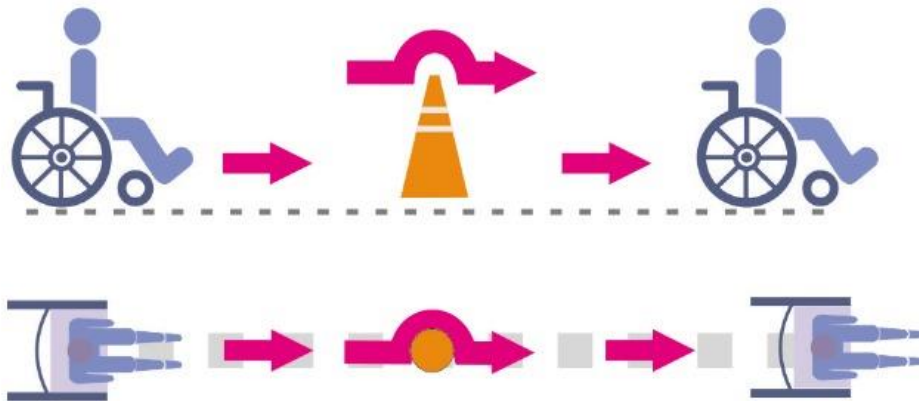
Figura 12: Manobra de Slalom



Fonte: Adaptado de Medola et al. (2014b)

- *Propulsão para frente com desvio de obstáculo*: Propulsão para frente em linha reta com desvio de obstáculo e retorno em linha reta para concluir a distância de 10 metros (Figura 13).

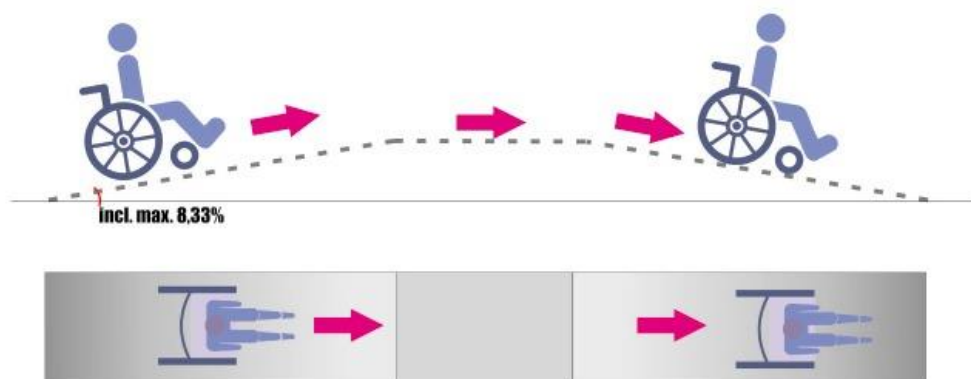
Figura 13: Propulsão com desvio de obstáculo.



Fonte: Autor

- *Rampa*: Propulsão da cadeira de rodas na subida e descida de uma rampa acessível (inclinação máxima de 8,33%) para usuários de cadeira de rodas, ida e volta.

Figura 14: Subida e descida de rampa.



Fonte: Autor

Para a avaliação da dificuldade em cada manobra executada foi utilizada a Escala Visual Analógica que consiste em uma escala linear milímetros com extremos demarcados de 0 - 10. Para medir o esforço percebido em cada bloco de manobras realizadas com as três cadeira de rodas diferente foi utilizado a Escala de Esforço percebido de Borg, que varia de 0 (Absolutamente nada, nenhum esforço) para 10 (Extremamente forte, máximo de esforço)

(BORG, 2000). E por fim para o teste de desempenho, utilizou-se o Teste de agilidade modificado e adaptado por Belasco Junior e Silva (1998).

4.1.3 MÉTODOS

Todos participantes preencheram o formulário de identificação pessoal e o termo de consentimento livre e esclarecido.

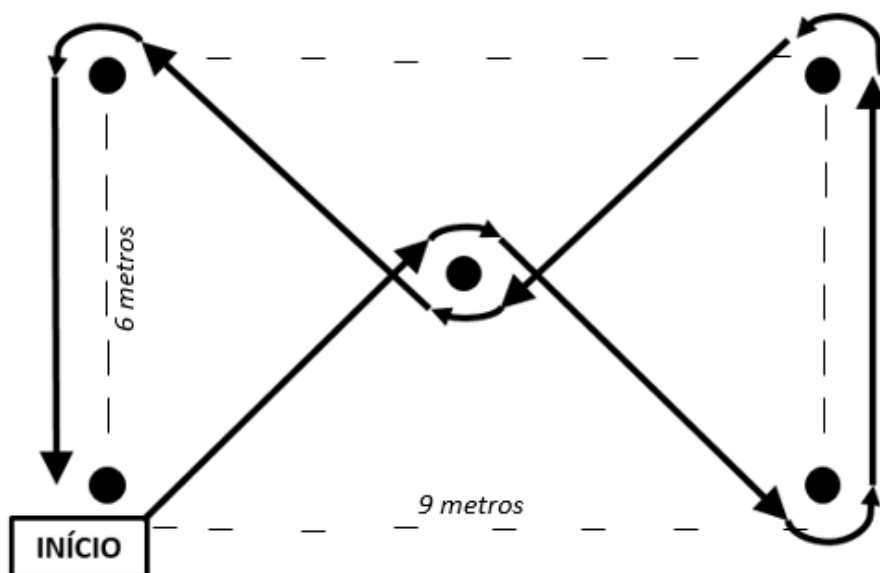
Para a coleta da atividade elétrica muscular, utilizou-se o equipamento de Eletromiografia de Superfície (EMG) como já especificado anteriormente. Os eletrodos autoadesivos de superfície Triode T3402M (Thought Technology, Montreal, Canadá) foram colocados conforme a lateralidade do sujeito nas respectivas fibras musculares dos seguintes músculos: peitoral maior, tríceps braquial, deltóide anterior, Bíceps braquial de acordo com projeto SENIAM (www.seniam.org). Todos os dados EMG foram coletados numa frequência de 2048Hz, tendo o valor RMS foi calculado e transmitido pelo módulo T-Sens, com a frequência de 128Hz, a análise dos dados foi realizada com o Software CAPITIV L – 700 (TEA Ergo, Nance, França).

Foi realizada a contração voluntária dos quatro músculos selecionados. A ordem das cadeiras de rodas selecionadas para pesquisa foi aleatorizada, assim como a sequência da execução das manobras baseadas no Wheelchair Skills Test Program, e permaneceram iguais durante toda a coleta. Sendo assim cada sujeito realizou 3 blocos de 10 tarefas, cada bloco com uma cadeira de rodas de diferente design e configuração. Antes do sujeito iniciar a execução, todas as manobras eram explicadas e reproduzidas a fim de que o participante realizasse corretamente cada tarefa. Para cada manobra houve um intervalo de 30 segundos e cada sujeito respondeu a escala visual análoga correspondente a dificuldade de execução da tarefa, e a próxima tarefa era novamente explicada. Todos os testes de agilidade foram cronometrados e filmados. Ao final de cada bloco, quando todas as manobras eram finalmente completadas, cada

sujeito respondeu a Escala de Borg, referente ao esforço percebido ao realizar todas as manobras com cadeira de rodas utilizada.

Ainda, para avaliação do desempenho na mobilidade, os sujeitos realizaram o teste de agilidade em cadeira de rodas (Figura 7). Originalmente conhecido como Texas Fitness Test idealizado por Barrow (1978), para a mensuração de agilidade em atletas corredores (SILVEIRA, et al. 2012). Poucos são os autores que procuram mensurar a agilidade de usuários de cadeira de rodas, Belasco Junior e Silva (1998) propuseram uma adaptação do teste de zig-zague, para avaliar a agilidade de jogadores de basquete em cadeira de rodas, as distâncias entre os cones horizontais são equivalentes a 9 metros, e as distâncias entre os cones verticais das extremidades são equivalentes a 6,0, mantendo o mesmo percurso (GORGATTI e BÖHME, 2017).

Figura 15: Percurso do teste de Agilidade modificado



Fonte: Adaptado de Belasco Junior & Silva (1998).

4.1.4 ANÁLISE DOS DADOS

Os dados de atividade muscular (EMG), percepção de esforço, dificuldade e desempenho foram analisados de forma descritiva, a partir de média e desvio padrão, e mediana

e intervalo interquartil (25%-75%), conforme indicação com base na normalidade de distribuição (Teste de Shapiro-Wilk) e homogeneidade de variância (Teste Levene) dos dados. Para comparação entre os diferentes modelos de cadeira de rodas, trajetórias e grupos de sujeitos, foram aplicados os testes ANOVA, Teste T de Student e Mann-Whitney, conforme indicação com base na verificação de normalidade e homogeneidade. O nível de significância foi estabelecido em 5% ($p < 0,05$) com correção pós-hoc de 1,6% ($p < 0,016$) para diferenças em pares. A análise estatística foi realizada com o software JASP.

4.2 ESTUDO DA PERCEPÇÃO DE NÃO-USUÁRIOS SOBRE O DESIGN DE CADEIRA DE RODAS

Esse estudo foi realizado na cidade de Oslo, Noruega, no período de estágio pesquisa, o objetivo do estudo foi avaliar os aspectos estéticos e simbólicos de 2 dispositivos de auxílio à mobilidade, com indivíduos não usuários de cadeira de rodas e assim verificar a percepção prática, estética e simbólica dos participantes não usuários.

4.2.1 SUJEITOS

Participaram da pesquisa 40 não usuários de nenhum dispositivo de auxílio à mobilidade, todos fluentes na língua inglesa, dos quais 67,5% afirmaram ser do gênero feminino e 32,5% do gênero masculino. A idade do sujeito foi caracterizada em 4 diferentes grupos, nos quais 7,5% da amostra estavam entre 10 e 19 anos, 62,5% entre 20 e 39 anos, 17,5% entre 40 e 49 anos e 12,5% entre 60 anos ou mais. Além disso, 52,5% dos participantes ainda são estudantes, 40% não estudam mais e o restante escolheu não responder, é importante ressaltar que mais da metade dos participantes (65%) afirmaram conhecer alguém que utiliza um dos dispositivos.

4.2.2 MATERIAL

Os questionários do Diferencial Semântico foram compostos por pares de adjetivos escolhidos por conveniência de acordo com o problema a ser avaliado, escritos na língua inglesa os modelos foram todos randomizados, totalizando 40 questionários diferentes.

Quanto aos modelos de cadeira de rodas, selecionada como a mais vista em uso por usuários ativos, foi a cadeira de rodas motorizada (Figura 8). É um dos dispositivos de tecnologia assistiva classificada com média complexidade, quando a mobilidade dos membros superiores também é reduzida, a cadeira de rodas motorizada facilita o deslocamento em curtas e longas distâncias (Autonomia de 15km; Velocidade de até 8km/h; Massa com bateria 72kg; preço estimado de aproximadamente R\$ 8000,00 reais). É importante ressaltar que esse modelo de cadeira de rodas é amplamente utilizado em ambientes adaptados ao uso do mesmo, a acessibilidade urbana é um fator que contribui fortemente para o uso desse dispositivo, o que justifica o fato da cadeira de rodas motorizada ser selecionada como uma das mais utilizadas na cidade.

Figura 16: Modelo de Cadeira de rodas motorizada



Fonte: <http://www.rodaviva.com.br/cadeiras-de-rodas-motorizada.htm>

O segundo modelo de cadeira de rodas selecionada, foi o modelo monobloco (Figura 9) que também é disponibilizado pelo Sistema Único de Saúde (SUS) gratuitamente, de modo

geral a cadeira de rodas é direcionada pelos próprios usuários, uma vez que esses ainda apresentam o movimento pleno dos membros superiores, ou também pode ser dirigida por seus cuidadores.

A cadeira de rodas do tipo monobloco é muito utilizada por usuários que desejam ser mais ativos e independentes na execução das atividades de vida diária (massa de aproximadamente 11,55kg).

Figura 17: Modelo de Cadeira de rodas Monobloco



Fonte: <https://www.ortobraz.com.br/produto/cadeira-de-rodas-em-aluminio-star-litemonobloc>

4.2.3 MÉTODOS

Os procedimentos metodológicos da pesquisa foram baseados no raciocínio indutivo caracterizando-se como um estudo transversal.

A escala do Diferencial Semântico (SD) foi utilizada como ferramenta de avaliação para investigar e medir a percepção de não usuários sobre o andador e a cadeira de rodas. Este instrumento não é um teste específico, mas uma técnica de medição geral que pode ser adaptada a uma grande variedade de assuntos em áreas como psicologia, linguística, estética, entre outros (OSGOOD, 1957). Para esse estudo a escala Likert foi utilizada com 7 pontos, no qual os participantes indicaram a sua própria percepção quanto a aparência dos modelos de andadores

e cadeira de rodas, marcando o ponto que mais se aproximava de seu pensamento sobre o produto, de um extremo ao outro na escala Likert, no qual os adjetivos representavam aspectos positivos e negativos.

4.2.3 ANÁLISE DOS DADOS

Os dados de atividade muscular (EMG), a taxa de esforço e dificuldade percebida e o desempenho (tempo, em segundos) no teste de agilidade foram analisados de forma descritiva, com desvio padrão e padrão, e faixa mediana e interquartil (25% -75%). Foi aplicado o teste de Wilcoxon (amostras dependentes) para verificar diferenças em pares, de acordo com a normalidade e homogeneidade da distribuição de dados.

5. RESULTADOS

5.1 RESULTADOS DOS TESTES DE ANÁLISE BIOMECÂNICA, PERCEPTUAL E DESEMPENHO NA EXECUÇÃO DE MANOBRAS COM A CADEIRA DE RODAS

De uma forma geral, foi encontrada uma maior demanda de trabalho muscular com a cadeira hospitalar, e menor com a cadeira de rodas de estrutura monobloco.

A maior atividade muscular do peitoral foi registrada quando os participantes realizaram as tarefas utilizando a cadeira de rodas hospitalar, especificamente na tarefa de subida e descida de rampa, (usuários $38,61 \pm 10,14$ não usuários $41,20 \pm 25,58$), os dados da Tabela 2 indicam esse padrão tanto para os participantes com experiência de uso de cadeira de rodas quanto para os não-usuários. Na ativação muscular do Peitoral, as análises estatísticas indicaram que houve diferença significativa entre as cadeiras de rodas modelo Monobloco e Hospitalar na tarefa de propulsionar a cadeira de rodas para frente ($\chi^2 (2) = 7,2, p = 0,02 (Z=52, p = 0,01)$); na tarefa de Giro 90° e 180° para direita cadeira de rodas Monobloco (TUKEY = 4,37 $p=0,1 22,4 \pm 7,59$) e Hospitalar (TUKEY = 4,37 $p=0,1 28,89 \pm 11,29$); Friedman: χ^2 Chi-Square(2) = 9,8, $p < 0,01$ na trajetória circular entre as cadeiras de rodas modelo monobloco e dobrável em X ($Z=48, p <$

,01) e monobloco e hospitalar ($Z = 54, p < 0,01$); propulsão com desvio de obstáculo, a diferença foi entre a cadeira de rodas modelo monobloco e a dobrável em X ($Z=51, p = 0,01$);

Em relação a ativação do músculo Deltoide é possível observar na Tabela 3 que a cadeira de rodas modelo hospitalar também demandou maior ativação na maioria das tarefas tanto para usuários como para não usuários, com exceção da tarefa de manobra de *Slalom*, que indicou que a cadeira de rodas modelo monobloco demandou mais energia para ambos os grupos (usuários $46,64 \pm 32,27$; usuários não-usuários $48,12 \pm 55,49$ mV). Especificamente a atividade que exigiu maior ativação dos deltoides para os usuários foi subida e descida de rampa ($151,18 \pm 235,33$ mV) e propulsão para frente para os não usuários ($74,25 \pm 75,71$ mV), ambas tarefas realizadas com a cadeira de rodas modelo Hospitalar. Com diferença estatística, a ativação muscular do Deltoide na tarefa de propulsionar a cadeira de rodas para trás, mais uma vez mostrou diferença significativa ($Z=44, p < ,01$) entre a cadeira de rodas modelo monobloco (Mdn =16,18, intervalo interquartílico = 9,73-27,28) e a hospitalar (Mdn =30,78, intervalo interquartílico = 16,83-49,08). Na tarefa de trajetória circular a diferença estatística foi entre a cadeira de rodas modelo dobrável em X e hospitalar ($Z = 55, p < ,01$).

Tabela 4: Atividade muscular do Peitoral em cada tarefa executada com as três diferentes cadeiras de rodas (N.U. = Usuários e U. = Usuários) em Mv.

Tarefas	N.U. U.	Cadeira de rodas Monobloco	Cadeira de rodas Dobrável em X	Cadeira de rodas Hospitalar
Propulsão pra frente	N.U.	24,45 (\pm 10,20)	27,44 (\pm 19,38)	41,11 (\pm 27,43)
	U.	17,55 (\pm 4,25)	28,45 (\pm 13,42)	28,10 (\pm 28,10)
Propulsão pra trás	N.U.	23,38 (\pm 16,67)	23,09 (\pm 9,05)	21,12 (\pm 7,64)
	U.	17,47 (\pm 1,88)	17,51 (\pm 3,01)	18,64 (\pm 18,64)
Giro no próprio eixo	N.U.	17,56 (\pm 4,07)	27,01 (\pm 13,87)	25,81 (\pm 7,20)
	U.	20,30 (\pm 7,59)	16,85 (\pm 4,93)	20,63 (\pm 3,52)
Giro 90° e 180° direita	N.U.	21,02 (\pm 9,24)	25,62 (\pm 9,49)	29,94 (\pm 14,73)
	U.	23,79 (\pm 6,30)	26,61 (\pm 9,37)	27,85 (\pm 8,19)
Giro 90° e 180° esquerda	N.U.	20,98 (\pm 9,87)	29,80 (\pm 18,35)	26,24 (\pm 13,05)
	U.	23,51 (\pm 6,44)	24,21 (\pm 5,83)	28,32 (\pm 7,35)
Trajatória Circular	N.U.	20,44 (\pm 14,09)	25,00 (\pm 13,54)	28,54 (\pm 21,15)
	U.	17,68 (\pm 2,60)	19,47 (\pm 19,47)	23,50 (\pm 7,89)
Manobra de Slalom	N.U.	26,95 (\pm 19,2)	27,54 (\pm 11,15)	28,20 (\pm 12,05)
	U.	28,84 (\pm 9,69)	33,69 (\pm 13,27)	26,53 (\pm 6,66)
Propulsão com desvio de obstáculo	N.U.	19,20 (\pm 3,88)	31,28 (\pm 15,40)	27,17 (\pm 8,39)
	U.	25,44 (\pm 11,49)	30,80 (\pm 14,78)	31,41 (\pm 1,92)
Rampa	N.U.	26,81 (\pm 10,11)	35,18 (\pm 15,02)	41,20 (\pm 25,58)
	U.	30,91 (\pm 11,69)	44,27 (\pm 19,48)	38,61 (\pm 10,14)

Fonte: Autor

Tabela 5: Atividade muscular do Deltoide em cada tarefa executada com as três diferentes cadeiras de rodas (N.U. = Usuários e U. = Usuários) em mV.

Tarefas	N.U. U.	Cadeira de rodas Monobloco	Cadeira de rodas Dobrável em X	Cadeira de rodas Hospitalar
Propulsão pra frente	N.U.	28,74 (\pm 10,23)	21,97 (\pm 4,26)	74,25 (\pm 75,71)
	U.	30,77 (\pm 23,54)	31,57 (\pm 19,70)	25,10 (\pm 11,79)
Propulsão pra trás	N.U.	15,88 (\pm 9,01)	20,40 (\pm 15,56)	23,41 (\pm 23,41)
	U.	11,46(\pm 3,79)	18,32 (\pm 9,59)	15,49 (\pm 7,59)
Giro no próprio eixo	N.U.	24,61 (\pm 8,24)	27,95 (\pm 14,47)	42,17 (\pm 22,53)
	U.	11,71 (\pm 5,00)	10,21 (\pm 3,31)	23,15 (\pm 11,01)
Giro 90° e 180° direita	N.U.	34,43 (\pm 36,52)	43,60 (\pm 42,95)	55,05 (\pm 51,60)
	U.	32,75 (\pm 17,00)	28,00 (\pm 4,79)	32,31 (\pm 21,28)
Giro 90° e 180° esquerda	N.U.	37,84 (\pm 39,44)	56,20 (+72,09)	44,52 (\pm 41,68)
	U.	36,10 (\pm 19,05)	25,11 (\pm 7,85)	39,26 (\pm 26,09)
Trajatória Circular	N.U.	26,85 (\pm 37,70)	33,66 (\pm 50,17)	46,66 (\pm 72,65)
	U.	17,73 (\pm 9,93)	12,05 (\pm 6,58)	20,21 (\pm 10,60)
Manobra de Slalom	N.U.	48,12 (\pm 55,49)	40,30 (\pm 36,97)	41,37 (\pm 32,92)
	U.	46,64 (\pm 32,27)	32,53 (\pm 12,52)	34,87 (\pm 27,12)
Propulsão com desvio de obstáculo	N.U.	30,36 (\pm 17,85)	50,55 (\pm 49,00)	38,52 (\pm 21,06)
	U.	43,89 (\pm 25,39)	31,74 (\pm 9,33)	30,46 (\pm 20,51)
Rampa	N.U.	48,82 (\pm 23,82)	59,15 (\pm 32,97)	55,64 (\pm 49,01)
	U.	59,57 (\pm 37,82)	46,29 (\pm 13,46)	151,18 (\pm 235,33)

Fonte: Autor

Tabela 6: Atividade muscular do Tríceps em cada tarefa executada com as três diferentes cadeiras de rodas (N.U. = Usuários e U. = Usuários) em mV.

Tarefas	N.U. U.	Cadeira de rodas Monobloco	Cadeira de rodas Dobrável em X	Cadeira de rodas Hospitalar
Propulsão pra frente	N.U.	35,36 (\pm 12,12)	41,97 (\pm 10,86)	45,44 (\pm 21,66)
	U.	47,15 (\pm 38,57)	74,40 (\pm 56,42)	74,97 (\pm 56,09)
Propulsão pra trás	N.U.	35,38 (\pm 17,34)	31,41 (\pm 20,81)	46,81 (\pm 28,17)
	U.	55,46 (\pm 25,26)	67,10 (\pm 37,48)	64,11 (\pm 44,33)
Giro no próprio eixo	N.U.	38,06 (\pm 22,03)	43,16 (\pm 27,59)	36,46 (\pm 13,91)
	U.	30,98 (\pm 4,16)	38,96 (\pm 22,02)	54,41 (\pm 32,69)
Giro 90° e 180° direita	N.U.	34,58 (\pm 16,73)	45,43 (\pm 18,65)	40,71 (\pm 14,75)
	U.	54,34 (\pm 14,17)	52,26 (\pm 17,03)	53,85 (\pm 30,01)
Giro 90° e 180° esquerda	N.U.	32,47 (\pm 12,98)	41,04 (\pm 17,55)	36,53 (\pm 13,79)
	U.	67,92 (\pm 24,08)	53,91 (\pm 25,16)	54,92 (\pm 19,68)
Trajatória Circular	N.U.	36,30 (\pm 33,18)	34,26 (\pm 14,76)	43,20 (\pm 24,00)
	U.	38,32 (\pm 18,50)	34,70 (\pm 23,30)	49,09 (\pm 49,82)
Manobra de Slalom	N.U.	43,55 (\pm 25,19)	38,79 (\pm 12,87)	46,98 (\pm 16,91)
	U.	65,69 (\pm 23,12)	78,64 (\pm 36,41)	81,37 (\pm 86,82)
Propulsão com desvio de obstáculo	N.U.	34,58 (\pm 14,61)	42,02 (\pm 13,93)	43,71 (\pm 12,70)
	U.	74,03 (\pm 34,62)	70,85 (\pm 21,99)	90,08 (\pm 85,93)
Rampa	N.U.	51,69(\pm 28,17)	45,90 (\pm 9,68)	52,23 (\pm 26,28)
	U.	71,69 (\pm 41,62)	87,97 (\pm 31,54)	77,65 (\pm 28,40)

Fonte: Autor

Tabela 7: Atividade muscular do Bíceps em cada tarefa executada com as três diferentes cadeiras de rodas (N.U. = Usuários e U. = Usuários) em mV.

Tarefas	N.U. U.	Cadeira de rodas Monobloco	Cadeira de rodas Dobrável em X	Cadeira de rodas Hospitalar
Propulsão pra frente	N.U.	29,43 (\pm 10,38)	27,35 (\pm 13,13)	46,28 (\pm 28,59)
	U.	30,15 (\pm 6,63)	52,53 (\pm 33,56)	48,04 (\pm 26,28)
Propulsão pra trás	N.U.	30,71 (\pm 15,65)	24,62 (\pm 11,06)	36,95 (\pm 16,63)
	U.	31,99 (\pm 17,58)	34,71 (\pm 28,80)	34,42 (\pm 21,94)
Giro no próprio eixo	N.U.	38,58 (\pm 25,42)	53,37 (\pm 31,71)	55,02 (\pm 29,27)
	U.	32,26 (\pm 14,38)	26,19 (\pm 12,33)	45,13 (\pm 18,70)
Giro 90° e 180° direita	N.U.	37,19 (\pm 24,51)	40,55 (\pm 17,28)	38,98 (\pm 14,14)
	U.	42,99 (\pm 10,74)	39,66 (\pm 7,75)	52,45 (\pm 21,20)
Giro 90° e 180° esquerda	N.U.	35,49 (\pm 18,73)	46,76 (\pm 23,80)	39,48 (\pm 15,31)
	U.	44,14 (\pm 11,71)	44,41 (\pm 19,58)	50,02 (\pm 9,12)
Trajatória Circular	N.U.	26,89 (\pm 19,09)	25,63 (\pm 18,38)	28,38 (\pm 25,69)
	U.	22,90 (\pm 9,66)	30,14 (\pm 18,41)	28,79 (\pm 10,76)
Manobra de Slalom	N.U.	45,24 (\pm 34,45)	37,82 (\pm 32,15)	37,87 (\pm 20,89)
	U.	64,27 (\pm 19,11)	70,08 (\pm 29,21)	47,77 (\pm 24,28)
Propulsão com desvio de obstáculo	N.U.	32,98 (\pm 20,54)	48,98 (\pm 41,11)	39,59 (\pm 27,24)
	U.	46,84 (\pm 19,83)	48,70 (\pm 27,10)	64,36 (\pm 8,99)
Rampa	N.U.	44,25 (\pm 32,50)	47,13 (\pm 29,55)	49,37 (\pm 31,15)
	U.	69,60 (\pm 32,33)	63,63 (\pm 20,39)	70,27 (\pm 25,66)

Fonte: Autor

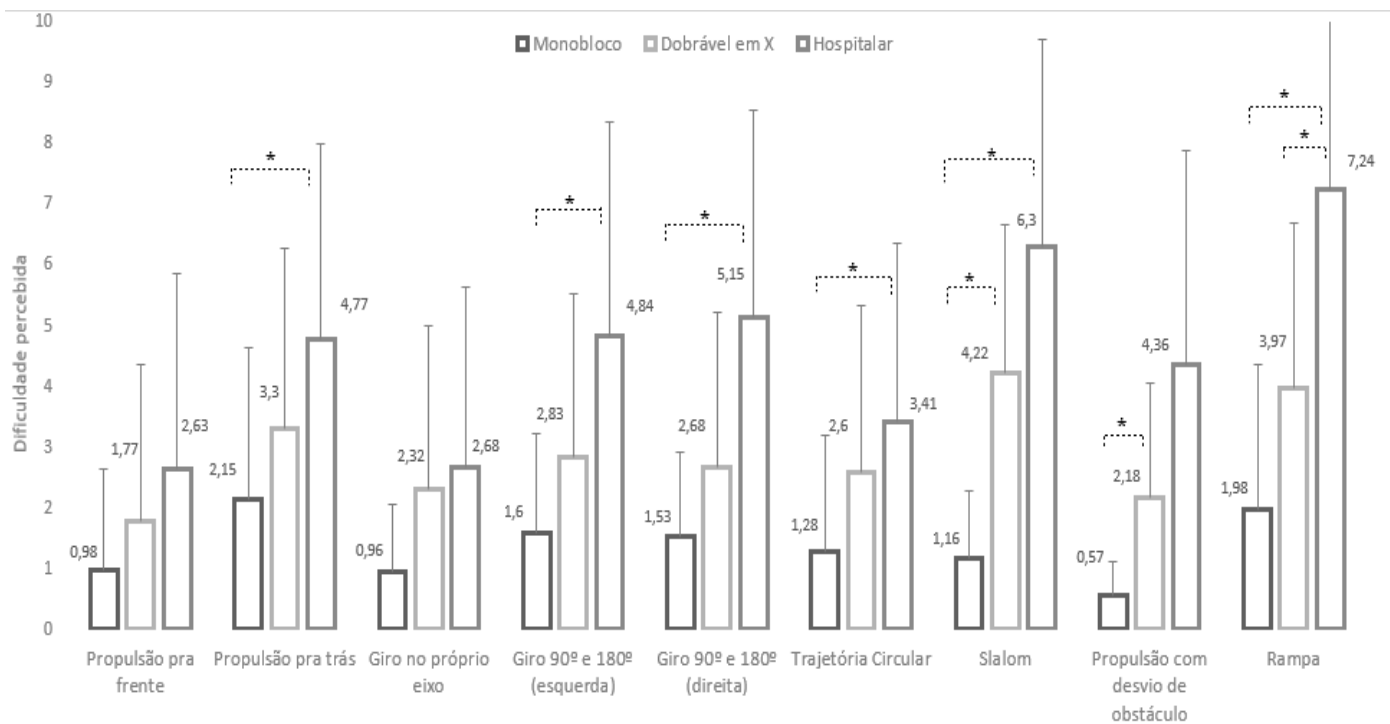
Da mesma forma, no que diz respeito ao músculo Tríceps e Bíceps, a cadeira de rodas do modelo hospitalar exigiu maior ativação, (Tabela 5 e 6).

Para o músculo Tríceps a maior atividade muscular registrada com a cadeira de rodas modelo hospitalar foi em propulsão com desvio de obstáculo para os usuários ($90,08 \text{ mV} \pm 85,93 \text{ mV}$), já para os não usuários a tarefa de subida e descida de rampa ($52,23 \pm 26,28 \text{ mV}$) obteve o maior registro de ativação muscular. Em relação ao bíceps, os níveis mais altos de ativação muscular foram registrados na atividade de subida e descida de rampa para os usuários ($70,27 \pm 25,66 \text{ mV}$) e giro no próprio eixo para os não usuários ($55,02 \pm 29,27 \text{ mV}$), ambas as tarefas realizadas na cadeira de rodas modelo hospitalar.

Em relação aos menores registros em cada músculo, os níveis mais baixos de ativação muscular do Peitoral foram registrados na tarefa de Girar no próprio eixo com a cadeira de rodas modelo Monobloco para os não usuários ($17,56 \pm 4,07 \text{ mV}$) e para os usuários a mesma tarefa executada com o modelo de cadeira de rodas dobrável em X ($16,85 \pm 4,93 \text{ mV}$); a tarefa de Propulsão para trás com a cadeira de rodas modelo Monobloco registrou a menor ativação para o Deltoide, para os não usuários ($15,88 \pm 9,01 \text{ mV}$). Para os usuários o menor registro de ativação do Deltoide foi encontrado na tarefa de girar no próprio eixo executada com a cadeira de rodas modelo Dobrável em X ($10,21 \pm 3,31 \text{ mV}$); para o tríceps braquial a tarefa de Giro 90° e 180° para esquerda demandou menor ativação para os não usuários ($32,47 \pm 12,98 \text{ mV}$) quando foi executada com a cadeira de rodas modelo Monobloco, e para os usuários a tarefa de Giro no próprio eixo também com o mesmo modelo de dispositivo ($30,98 \pm 4,16 \text{ mV}$); e por fim, os valores mais baixos encontrados na ativação do bíceps foram registrados nas tarefas de Propulsão pra trás para os não usuários ($24,62 \pm 11,06 \text{ mV}$) com a cadeira de rodas modelo Dobrável em X, e trajetória circular para o usuário ($22,90 \pm 9,66 \text{ mV}$), com a cadeira de rodas modelo Monobloco.

Os resultados da escala visual analógica respondida pelos participantes após cada tarefa concluída, apresenta um padrão de dificuldade na execução das tarefas quando realizadas com três diferentes modelos de cadeira de rodas. É possível observar na Figura 10 que os índices mais altos do grau de dificuldade foram registrados com a cadeira de rodas hospitalar em todas as tarefas. Sugerindo que quando as tarefas foram realizadas com a cadeira de rodas modelo Monobloco a execução foi considerada mais fácil, quando executadas com a cadeira de rodas modelo Hospitalar a execução foi considerada mais difícil.

Figura 18: Relação geral de dificuldade da execução da tarefa por dispositivo



Fonte: Autor

No que diz respeito ao grau de dificuldade de execução das tarefas por dispositivo, a tarefa considerada mais difícil quando executada com a cadeira de rodas monobloco foi a tarefa de propulsionar a cadeira de rodas para trás (não usuários: $1,52 \pm 2,78$ e usuários $2,78 \pm 2,31$) a maioria dos participantes relataram certa instabilidade ao executar essa tarefa, revelando a insegurança de empinar ou até mesmo cair para trás, possivelmente devido à posição das rodas traseiras da cadeira de rodas, o que facilita as manobras mas por outro lado é mais instável. Quando os sujeitos utilizaram a cadeira de rodas dobrável em X, a tarefa considerada mais complexa foi a manobra de slalom, (não usuários: $4,14 \pm 3,53$ e usuários: $4,3 \pm 1,01$) caracterizada por desvios com distância decrescente demarcadas por cones. Quando aplicado o teste estatístico para analisar se houve diferença entre as três cadeiras nessa tarefa, os dados revelaram uma significativa diferença entre a cadeira de rodas Monobloco e a cadeira de rodas modelo Hospitalar ($T= 4,53$, $p < 0,001$) o que pode estar relacionado ao aumento das dimensões anterior-posterior e lateral do modelo da cadeira de rodas, dificultando a realização de manobras em espaços restritos. E por fim, a tarefa apontada como a mais difícil quando executada com a cadeira de rodas do modelo hospitalar foi a subida e descida de rampa (não usuários: $7,76 \pm 4,36$ e usuários $6,72 \pm 2,19$), semelhantemente os dados estatísticos apontaram uma significativa diferença entre a cadeira de rodas modelo Monobloco e Hospitalar com valor de $T=4,09$, $p < 0,001$. As análises estatísticas revelaram diferenças significativas entre as cadeiras de rodas do modelo Dobrável em X e as cadeiras de rodas modelo Hospitalar na tarefa de subir e descer rampa ($T= 0,000$, $p < 0,016$); entre as cadeiras de rodas modelo Monobloco e Hospitalar houve diferença nas seguintes tarefas: propulsão pra trás ($T = 44,0$, $p < 0,016$), Giro 90° e 180° direita ($T = 36,0$, $p < 0,016$) Giro 90° e 180° esquerda ($T = 36,0$, $p < 0,016$), Slalom ($T = 36,0$, $p < 0,016$) e Subida e descida de rampa ($T = 45,0$, $p < 0,016$). Entre a cadeira de rodas modelo Monobloco e Dobrável em X os dados apontaram diferença nas tarefas de Slalom ($T = 45,0$ $p < 0,016$) e Propulsão pra frente com desvio de obstáculo ($T = 36,0$ $p < 0,016$). A Tabela 6, mostra

de forma detalhada os valores de média, desvio padrão e total da dificuldade do desempenho das tarefas em cada dispositivo.

Tabela 8: Relação da dificuldade na execução das tarefas pelos usuários e não usuários em cada dispositivo.

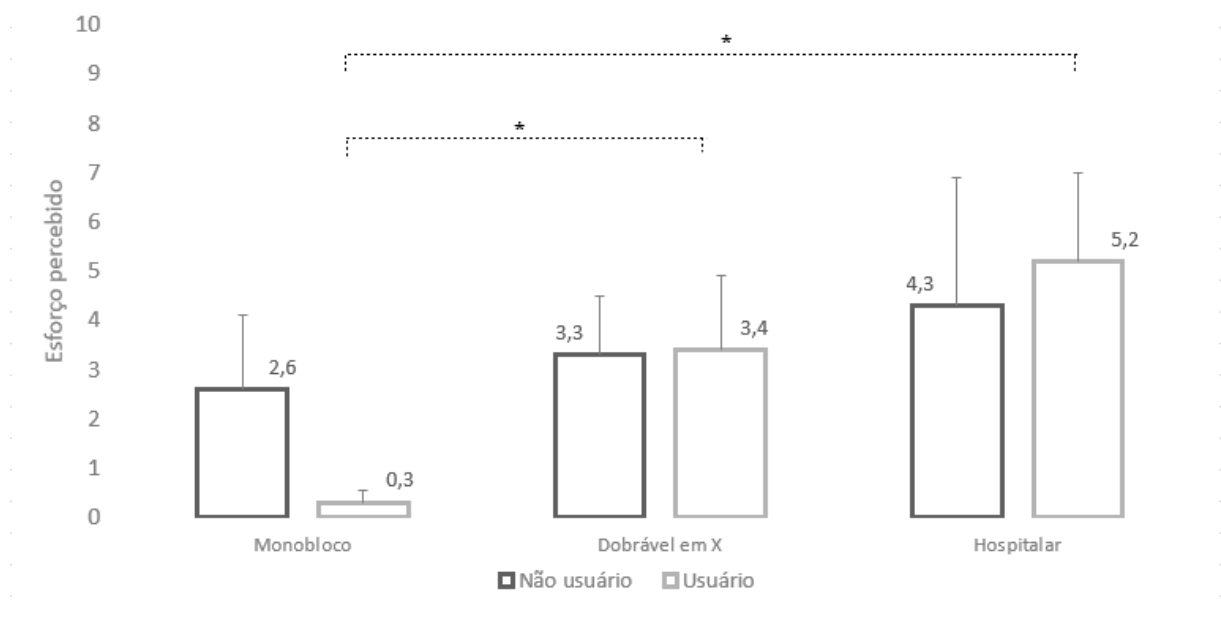
Tarefas	N.U. U.	Cadeira de rodas Monobloco	Cadeira de rodas Dobrável em X	Cadeira de rodas Hospitalar
Propulsão pra frente	N.U.	1,08 ($\pm 2,41$)	2,84 ($\pm 3,46$)	3,7($\pm 4,44$)
	U.	0,88 ($\pm 0,68$)	0,7 ($\pm 0,52$)	1,56($\pm 0,95$)
	Total	0,98 ($\pm 1,68$)	1,77 ($\pm 2,60$)	2,63 ($\pm 3,23$)
Propulsão pra trás	N.U.	1,52($\pm 2,78$)	3($\pm 3,69$)	5,2($\pm 4,60$)
	U.	2,78 ($\pm 2,31$)	3,6($\pm 2,48$)	4,34($\pm 1,26$)
	Total	2,15 ($\pm 2,50$)	3,3 ($\pm 2,98$)	4,77 ($\pm 3,21$)
Giro no próprio eixo	N.U.	0,7($\pm 1,30$)	2,64($\pm 3,82$)	4,04($\pm 3,84$)
	U.	1,22($\pm 0,89$)	2 ($\pm 1,16$)	1,32($\pm 0,43$)
	Total	0,96 ($\pm 1,09$)	2,32 ($\pm 2,68$)	2,68 ($\pm 2,95$)
Giro 90° e 180° ida	N.U.	1,4($\pm 2,07$)	3,06($\pm 3,98$)	6,18($\pm 4,64$)
	U.	1,8 ($\pm 1,25$)	2,6($\pm 0,65$)	3,5($\pm 1,41$)
	Total	1,6 ($\pm 1,63$)	2,83($\pm 2,70$)	4,84($\pm 3,53$)
Giro 90° e 180° volta	N.U.	1,32 ($\pm 1,90$)	2,96($\pm 3,77$)	6,62($\pm 4,28$)
	U.	1,74($\pm 0,80$)	2,4($\pm 0,42$)	3,68($\pm 1,45$)
	Total	1,53 ($\pm 1,39$)	2,68($\pm 2,54$)	5,15 ($\pm 3,39$)
Trajectoria Circular	N.U.	1,28 ($\pm 2,86$)	3,2($\pm 3,79$)	4,26($\pm 4,08$)
	U.	1,28($\pm 0,39$)	2 ($\pm 1,22$)	2,56($\pm 1,05$)
	Total	1,28 ($\pm 1,93$)	2,6 ($\pm 2,73$)	3,41 ($\pm 2,95$)
Manobra de Slalom	N.U.	0,24 ($\pm 0,43$)	4,14($\pm 3,53$)	7,42($\pm 4,22$)
	U.	2,08($\pm 0,71$)	4,3($\pm 1,01$)	5,18($\pm 2,29$)
	Total	1,16($\pm 1,12$)	4,22($\pm 2,45$)	6,3 ($\pm 3,41$)
Propulsão com desvio de obstáculo	N.U.	0,2 ($\pm 0,45$)	2,54($\pm 2,65$)	6,26($\pm 4,01$)
	U.	0,88($\pm 0,51$)	1,82 ($\pm 0,73$)	2,46($\pm 1,71$)
	Total	0,57 ($\pm 0,55$)	2,18 ($\pm 1,87$)	4,36 ($\pm 3,53$)
Rampa	N.U.	0,26 ($\pm 0,43$)	3,38($\pm 3,71$)	7,76($\pm 4,36$)
	U.	3,76 ($\pm 2,15$)	4,56($\pm 1,45$)	6,72($\pm 2,19$)
	Total	1,08 ($\pm 2,41$)	2,84 ($\pm 3,46$)	3,7($\pm 4,44$)

Fonte: Autor

Entre as três cadeiras de rodas utilizadas para a realização das manobras, o maior esforço percebido pelos participantes foi na execução com a cadeira de rodas hospitalar (usuários $5,2 \pm 1,79$ e não usuários $4,3 \pm 2,59$), com diferenças significativas encontradas quando comparadas a cadeira de rodas monobloco (usuários = $0,3 \pm 0,27$, $T= 6,05$, $p <,001$; não usuários = $2,6 \pm 1,52$ $T= 1,26$, $p=0,241$) e entre a cadeira de rodas monobloco e a cadeira de rodas dobrável em X para usuários ($3,4 \pm 1,52$, $Z = 25.00$, $p < 0,01$).

A Figura 11 apresenta a diferença do esforço percebido apontado pelos usuários e não usuários ao utilizarem a cadeira de rodas monobloco, e uma mínima diferença de percepção de esforço na execução das manobras com a cadeira de rodas dobrável em X.

Figura 19: Esforço percebido de usuários e não usuários na execução de tarefas em cada dispositivo.



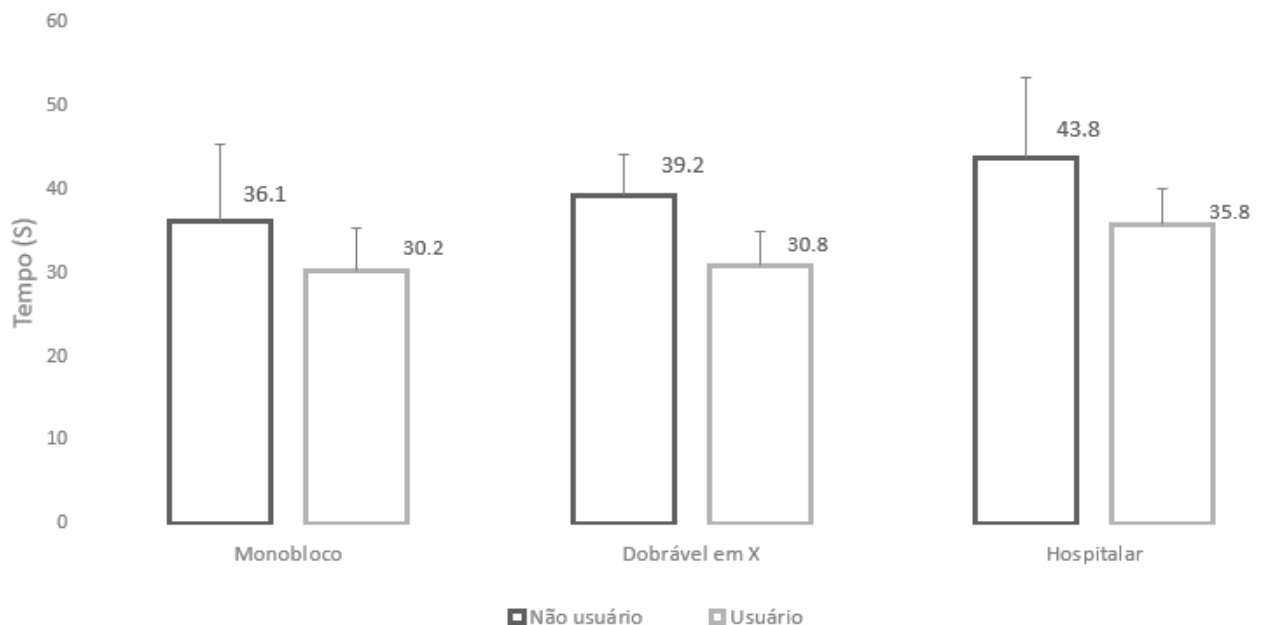
Fonte: Autor

No que diz respeito ao dispositivo utilizado na execução do Teste de agilidade, observa-se um padrão semelhante à biomecânica, taxa de dificuldade e esforço percebido (Figura 12). F Nenhuma diferença estatística foi encontrada ($F(2,12) = 2,35$, $p = 0,13$ usuários e não usuários $F(2,12) = 1,11$, $p = 0,36$).

De maneira geral, o teste realizado com a cadeira de rodas de monobloco, registra o menor tempo de tarefa executada (usuários = 36,1s) representando uma redução de aproximadamente 20% do tempo gasto para completar o curso quando comparado com a cadeira de rodas modelo hospitalar (usuários=43,8s), além disso o maior tempo cronometrado durante a tarefa foi registrado na utilização da cadeira de rodas hospitalar, para ambos os grupos.

A avaliação da agilidade sobre a cadeira a cadeira de rodas representa o desempenho do usuário com o dispositivo em uma tarefa de mobilidade. A capacidade de acelerar a cadeira de rodas a partir da posição estática é determinada por três principais componentes, um deles é a própria configuração da cadeira de rodas, além da força explosiva despendida para a velocidade inicial e a técnica de propulsão do usuário (SILVEIRA, et al. 2012).

Figura 20: Teste de agilidade realizado pelos usuários e não usuários em cada dispositivo.

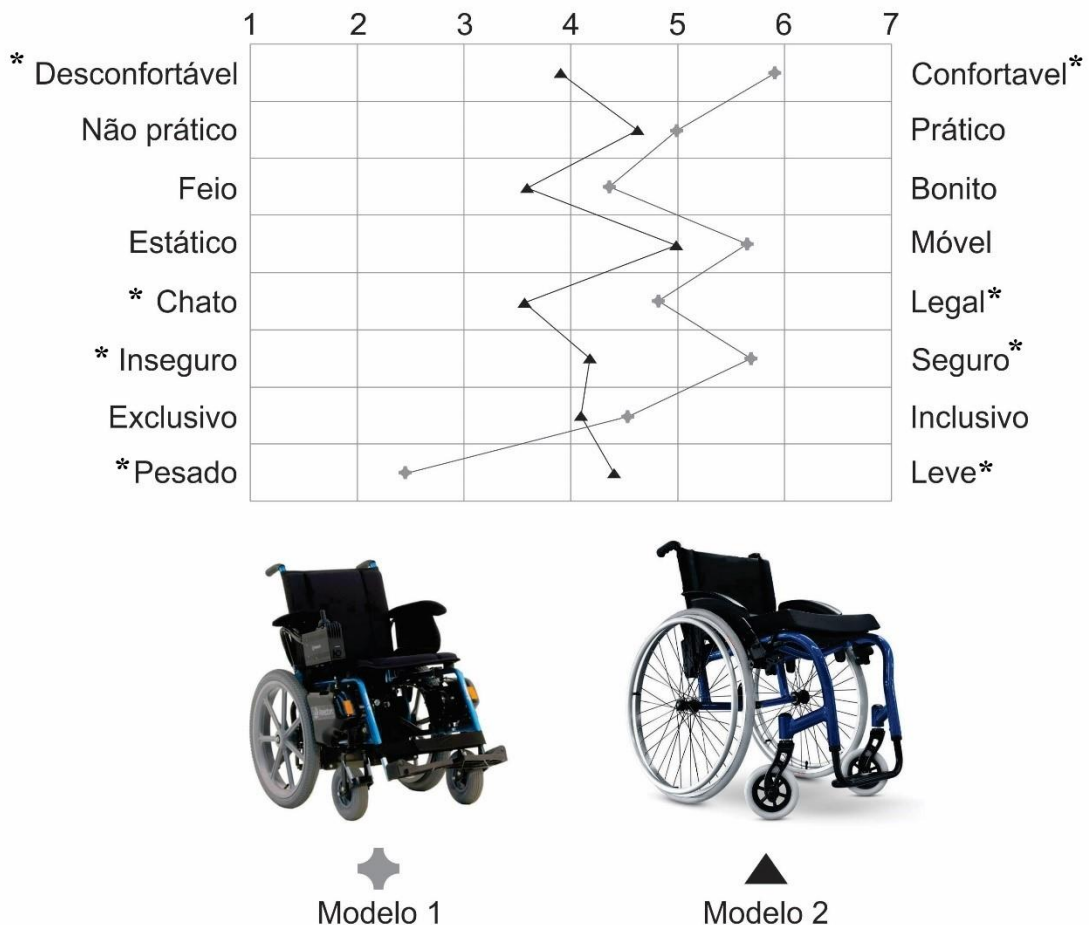


Fonte: Autor

5.2 RESULTADOS DO ESTUDO DE PERCEÇÃO DE NÃO-USUÁRIOS SOBRE O DESIGN DE CADEIRA DE ROAS

Os dados referentes a percepção de não usuários de cadeira de rodas indicaram que quanto aos aspectos de conforto, praticidade, beleza, mobilidade, segurança e inclusão o modelo de cadeira de rodas motorizada foi o mais apontado, (Figura 13) com exceção do aspecto referente a massa do produto, o modelo de cadeira de rodas monobloco foi apontado como o mais leve.

Figura 21: Resultados diferencial semântico



Fonte: Autor.

As análises estatísticas indicaram diferenças significativas entre as respostas dos usuários quanto a percepção dos aspectos estéticos, simbólicos e práticos dos dispositivos em

estudo, em relação ao conforto ($T=8,61$, $p < 0,001$), ao aspecto simbólico de ser agradável ($T=4,69$, $p < 0,001$), segurança ($T= 4,78$, $p= < 0,001$), e em relação ao massa ($T= -6,81$, $p < 0,001$).

6. DISCUSSÃO

Estudar o design de cadeira de rodas manual em atividades que se aproximam das quais o usuário vivencia em sua rotina diária é importante, uma vez que a maioria dos estudos propõem situações simuladas que são pouco representativas. Entender de que forma o design de cadeira de rodas influencia as demandas biomecânicas, de desempenho e percepção do usuário, contribui para o design, prescrição e adequação de cadeira de rodas, de forma a beneficiar o usuário com um equipamento mais eficiente, que exija menor esforço nas atividades de mobilidade diária com a cadeira de rodas.

Sonemblum e colaboradores (2012) afirmam que o tempo de ocupação diária na cadeira de rodas pelos usuários é relativamente longo, em torno de 11 horas por dia, no entanto os usuários movimentam-se efetivamente aproximadamente 1 hora e 6 minutos. Nesse mesmo estudo os autores encontraram que a locomoção rotineira dos usuários é representada por numerosos episódios de movimentos de curta duração, pequeno deslocamento e velocidade lenta. Desta forma, o estudo de diferentes manobras básicas de cadeira de rodas melhor representa a maneira com a qual os usuários de fato se locomovem.

Os resultados desse estudo sugerem que diferentes designs de cadeira de rodas influenciam de alguma forma os aspectos biomecânicos, perceptivos e o desempenho na mobilidade de usuários de cadeira de rodas. A análise biomecânica da cadeira de rodas demonstrou que o modelo hospitalar foi a que mais exigiu a ativação muscular de todos os participantes, seguido da cadeira de rodas modelo dobrável em X e por último a cadeira de rodas modelo monobloco. Em relação aos aspectos perceptivos de dificuldade e esforço, o padrão se repete: a cadeira de rodas modelo hospitalar apresenta os maiores valores de

dificuldade nas execuções de cada tarefa, bem como no esforço percebido na finalização de cada bloco de tarefa. Da mesma forma, para análise de desempenho por meio do teste de agilidade modificado, a cadeira de rodas modelo hospitalar registrou o maior tempo de execução do teste, tanto para os usuários como para os participantes sem experiência com cadeira de rodas.

Neste sentido, com base nos dados biomecânicos, perceptivos e de eficiência na mobilidade, pode-se observar que o modelo de cadeira de rodas hospitalar é o que demanda maior esforço ao usuário em atividades características da mobilidade diária e, desta forma, o uso inadequado pode expor o usuário a um maior risco de dor e lesão dos membros superiores, especialmente a longo prazo. Esse resultado está de acordo com estudos anteriores que discutiram sobre os benefícios do uso de uma cadeira de rodas mais leve (OLIVEIRA et al. 2017; SPRIGLE; HUANG, 2015), e com uma configuração de maior desempenho (BERTOLACCINI et al. 2017; CASPALL et al. 2013 COWAN et al. 2009) como, por exemplo, a posição mais anteriorizada do eixo das rodas traseiras que permite que usuário alcance a melhor relação entre ângulo do aro propulsor e a frequência de torque (SILVA et al. 2017). Ainda, há a influência que o material que a cadeira de rodas modelo hospitalar é produzida, os pneus maciços levam a uma maior resistência de rolamento, dificultando a propulsão em velocidade máxima como, por exemplo, no teste de agilidade modificado utilizado nesse estudo como avaliação de desempenho.

Da perspectiva mecânica, as dimensões reduzidas, massa, a posição das rodas traseiras mais à frente e inércia reduzida contribuem para uma mobilidade segura e eficaz, podendo diminuir o risco de lesão de membros superiores. Tais aspectos são característicos da cadeira de rodas modelo monobloco.

A sobrecarga da propulsão manual é a causa mais frequente do comprometimento dos membros superiores, o que a longo prazo diminui a capacidade física fazendo com que grande

parte dos usuários de cadeira de rodas manual reduzam o envolvimento em atividades ocupacionais, sociais e lazer, impactando diretamente a qualidade de vida (MARTIN-LEMOYNE, 2016; CARPENTER, et al. 2007; DYSTERHEFT, et al. 2017). Portanto fornecer parâmetros que aprimorem o design de cadeira de rodas manual mais eficiente, de fácil locomoção e com menores custos fisiológicos ao usuário pode contribuir para a prevenção de lesão e restabelecimento da qualidade de vida de usuários.

A relação de diferença na mobilidade entre as três cadeiras de rodas, esse estudo mostrou que durante a execução das tarefas a cadeira de rodas modelo hospitalar excedeu 100% a dificuldade percebida e aproximadamente 65% do esforço percebido em relação ao uso da cadeira de rodas modelo Monobloco. Não somente a diferença encontrada entre os modelos e nas condições de mobilidade investigadas neste trabalho, mas (talvez principalmente) a magnitude desta diferença, demonstram os riscos biomecânicos e de restrição da mobilidade em se utilizar uma cadeira pesada e não apropriada para a locomoção comunitária. Assim, estes achados reforçam a necessidade em aprimorar o projeto, prescrição e dispensação de cadeira de rodas.

Os achados do presente estudo comprovam as hipóteses previamente apresentadas: o design da cadeira de rodas influencia o desempenho, demanda biomecânica, percepção de esforço e dificuldade em manobras características da mobilidade diária; e que o uso de cadeira leve com quadro monobloco apresenta melhores resultados em comparação a cadeiras mais pesadas e com estrutura dobrável. Essa prática de investigar técnicas, esforço, e análises biomecânica é eficaz para prevenir lesões de usuários e preencher lacunas quanto ao impacto do uso contínuo da cadeira de rodas (GROOT, et al. 2014).

A partir dos resultados da percepção de não usuários sobre a cadeira de rodas motorizada ser a mais bem vista vale refletir sobre o impacto do estigma que o dispositivo adiciona aos usuários, tanto o design como a estética do produto podem ser critérios que a

sociedade considera ao categorizar o usuário funcionalmente capacitado. Neste sentido, um produto expressa a sua linguagem no momento em que os objetos de design deixam de ser portadores de funções, mas tornam-se portadores de informações (BÜRDEK, 2010).

Luborsky (1993) relatou que existe uma insatisfação por parte dos usuários de TAs e de suas famílias, em relação ao significado cultural que esses produtos comunicam.

Ressalta-se que o uso de imagens em pesquisas que abordam a percepção sobre cadeiras de rodas já foi empregado em vários estudos (WANG, et al. 2011; VASQUEZ, et al. 2015; LANUTTI et al. 2015). Entretanto, o fato dos participantes não usuários terem disponível apenas a análise de imagem do dispositivo como exemplo, pode ter influenciado os resultados de alguma forma. Muito da avaliação completa de um dispositivo depende da interação prática, tanto para não-usuários e usuários, tratando-se do profissional que cria produtos, Macário (2015) afirma que o trabalho do profissional de design baseia-se em sua própria interação com os objetos ou como ambiente, entretanto tal prática está sujeita a falhas quando o designer não pode experimentar uma situação da mesma forma que o usuário em questão.

Vasquez et al. (2015) realizaram um estudo semelhante para conhecer a percepção da cadeira de rodas manuais para não usuários e buscou entender como os participantes percebem os objetos e seus significados, e concluiu que esse tipo de teste elaborado a partir das principais características presentes no objeto é válido, no entanto a interação prática com o produto pode trazer resultados diferentes.

As informações apresentadas pelo estudo, além de favorecer profissionais como designers, engenheiros, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais, tanto no projeto, produção e prescrição de cadeira de rodas, apresenta uma proposta de método para análise ergonômica, a partir de variáveis objetivas e de percepção, de diferentes dispositivos durante a realização de deslocamentos semelhantes aos executados pelos usuários na rotina diária.

7. CONCLUSÃO

Dos resultados apresentados destaca-se o padrão encontrado nas variáveis estudadas dos diferentes designs de cadeira de rodas, tanto na dificuldade relatada na execução de cada tarefa, no esforço percebido, no desempenho e na medição de atividade elétrica muscular. De forma geral, o uso da cadeira de rodas monobloco foi associado aos melhores resultados, seguido da cadeira dobrável em X e por último a cadeira de rodas hospitalar. É importante lembrar que o estudo ressaltou o quanto o design de diferentes cadeiras de rodas influenciam a mobilidade rotineira dos usuários e não quais componentes do design e configuração de cada cadeira diferem uma da outra e, conseqüentemente, influenciam a qualidade de vida dos usuários. É claro que outras configurações como, por exemplo, o tipo do pneu, material e massa, antes já discutidos induzem o questionamento, no entanto futuros estudos devem ser realizados objetivando a análise detalhada e aprofundada de componentes e configurações de diferentes dispositivos e o seu impacto na mobilidade. Semelhantemente, novos estudos podem ser realizados com não-usuários permitindo também a análise prática do produto, e assim contribuir para a obtenção de resultados mais completos com relação à percepção sobre questões estéticas, simbólicas e estigma relacionado ao design de cadeira de rodas

REFERÊNCIAS

- BATTISTELLA, L. R.; DE BRITO, C. M. M. Classificação internacional de funcionalidade (CIF). *Acta Fisiátrica*, v. 9, n. 2, p. 98-101, 2016.
- BELASCO, J. D.; SILVA, A.C. Consistência dos Resultados do Teste de Corrida em Ziguezague de Barrow (modificado) em Jogadores de Basquetebol em Cadeira de Rodas. In: *International Congress of Moor Rehabilitation*. Águas de Lindóia, 1998.
- BERTONCELLO, I.; GOMES, L.V.N. Análise diacrônica e sincrônica da cadeira de rodas mecanomanual. *Revista Produção*, v. 12 n. 1. 2002.
- BERTOLACCINI, G D.S.; SANDNES, F.; PASCHOARELLI, L.C.; MEDOLA, F. O. A Descriptive Study on the Influence of Wheelchair Design and Movement Trajectory on the Upper Limbs' Joint Angles. In: *International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics*. Springer, Cham, 2017. p. 645-651. (a)
- BERTOLACCINI, G. D. S.; CARVALHO I. F. P. D.; CHRISTOFOLETTI, G. PASCHOARELLI, L. C.; MEDOLA, F. O. 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*, p. 1-5, 2017. (b)
- BONINGER, M.L., SOUZA, A.L., COOPER, R.A., FITZGERALD, S.G., KOONTZ, A.M., FAY, B.T. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83, 718–723, 2002.
- BONINGER, M.L.; IMPINK, B.G.; COOPER, R.A.; KOONTZ, A.M. Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, v.85, p.1141-1145, 2004.
- BORG, G. Escalas de Borg para a dor e o esforço percebido. São Paulo: Manole, 2000.
- BRASIL, 2009. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. B823. Comitê de Ajudas Técnicas Tecnologia Assistiva. Brasília: CORDE, 138p. In: <http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/publicacoes/livro-tecnologiaassistiva.pdf>
- BRACCIALLI, L. M. P., OLIVEIRA, F. T.; A. C. BRACCIALLI, A. C.; SANKAKO, A. N. Influência do assento da cadeira adaptada na execução de uma tarefa de manuseio. *Revista Brasileira de Educação Especial, Marília*, v. 14, n.1, p. 141-154, 2008.
- BREGMAN, D.J.; VAN DRONGELEN, S.; VEEGER H.E. Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient? *Clinical Biomechanics*, v.24, n.1, p.13-19, 2009.
- BÜRDEK, B. Design: história, teoria e prática. São Paulo, Blucher, 2010
- CARPENTER, C. et al. Community participation after spinal cord injury *Arch Phys Med Rehabil*, 88 (2007), pp. 427–433.
- DYSTERHEFT, J. et al. Effects of Daily Physical Activity Level on Manual Wheelchair Propulsion Technique in Full-Time Manual Wheelchair Users During Steady-State Treadmill Propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2017.

CARRIEL, I. R. R. Recomendações tecnológicas de projeto para o desenvolvimento de cadeira de rodas de propulsão manual: uma proposta para ampliar o grau de mobilidade dos cadeirantes a partir do design. 2014. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

CHAVES, E.S.; BONINGER, M. L., COOPER, R., FITZGERALD, S. G., GRAY, D. B., COOPER, R.A. Assessing the influence of wheelchair technology on perception of participation in spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, v.85, p.1854-1858, 2004.

CHERUBINI, M.; MELCHIORRI, G. Descriptive study about congruence in wheelchair prescription. *European Journal of Physical Rehabilitation Medicine*, v.48, p.217-222, 2012.

DYSTERHEFT, J. L.; RICE, I. M; RICE, L. A. Influence of handrim wheelchair propulsion training in adolescent wheelchair users, a pilot study. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, v. 3, p. 68, 2015.

EUROPEAN COMMISSION - DGXIII. Critical factors involved in end-users' education in relation to Assistive Technology, 1998.

FLIESS-DOUER, O.; VANLANDEWIJCK, Y. C.; LUBEL MANOR, G.;VAN DER WOUDE, L. H. A systematic review of wheelchair skills tests for manual wheelchair users with a spinal cord injury: towards a standardized outcome measure. *Clinical Rehabilitation*, v. 24, n. 10, p. 867-886, 2010.

GROOT, S. VEGTER, R. J.; VUIJK, C.; VAN DIJK, F.; PLAGGENMARSCH, C.; SLOOTS, M.; VAN DER WOUDE, L. H. WHEEL-I: development of a wheelchair propulsion laboratory for rehabilitation. *Journal of rehabilitation medicine*, v. 46, n. 6, p. 493-503, 2014.

GORGATTI, M. G.; BÖHME, M. T. S. Autenticidade científica de um teste de agilidade para indivíduos em cadeira de rodas. *Revista Paulista de Educação Física*, v. 17, n. 1, p. 41-50, 2017.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE (2010). Cartilha do Censo 2010 – Pessoas com Deficiência / Luiza Maria Borges Oliveira / Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Coordenação-Geral do Sistema de Informações sobre a Pessoa com Deficiência; Brasília: SDH-PR/SNPD, 2012.

SILVEIRA, M. D. et al. Correlação entre dois testes de agilidade adaptados: Handebol em Cadeiras de rodas. *Revista da Associação Brasileira de Atividade Motora Adaptada*, v. 13, n. 2, 2012.

KIRBY, R.L.; SMITH, C.; PARKER, K.; MCALLISTER, M.; BOYCE, J.; RUSHTON, P.W.; ROUTHIER, F.; BEST, K.L.; MORTENSON, B.; BRANDT, A. The Wheelchair Skills Program Manual. Published electronically at Dalhousie University, Halifax, Nova Scotia, Canada, 2016.

KIRBY, R. L., SWUSTE, J., DUPUIS, D. J., MACLEOD, D. A., MONROE, R. The Wheelchair Skills Test: a pilot study of a new outcome measure. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 83, n. 1, p. 10-18, 2002.

KITTEL, A.; MARCO, A. D; S, HUGH. Factors influencing the decision to abandon manual wheelchairs for three individuals with a spinal cord injury. *Disability and Rehabilitation*, v. 24, n. 1-3, p. 106-114, 2002.

LANUTTI, J.N.L., MEDOLA, F. O., GONÇALVES, D. D., SILVA, L. M., NICHOLL, A. R., PASCHOARELLI, L. C., The signficance of manual wheelchairs: a comparative study on male and female users. *Procedia Manufacturing*, 2015, vol. 3, p. 6079-6085

LEE, S. Effects of Tire Pressure on Biceps Brachii and Triceps Brachii Activity When Operating a Manual Wheelchair. *Korean Society of Physical Medicine*, v. 11, n. 3, p. 55-58, 2016.

LENTON, J.P.; FOWLER, N.E.; VAN DER WOUDE, L.; GOOSEY-TOLFREY, V.L. Wheelchair propulsion: effects of experience and push strategy on efficiency and perceived exertion. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, v.33, n.5, p.870-879 2008.

LIANZA, S. Reabilitação: a locomoção em pacientes com lesão medular. São Paulo: SARVIER/Associação Paulista de Medicina, 1994.

LIN, J. The influence of wheelchair mechanical parameters and human physical fitness on propulsion effort. 2016. Tese de Doutorado. Georgia Institute of Technology.

LÖBACH, Bernd. Design industrial. São Paulo: Edgard Blücher, 2001.

LUBORSKY, M. R. Sociocultural factors shaping technology usage: Fulfilling the promise. *Technology and Disability*, 1993, vol. 2, no 1, p. 71

MACPHEE, A. H.; KIRBY, R. L.; COOLEN, A. L.; SMITH, C.; MACLEOD, D. A.; DUPUIS, D. J. Wheelchair skills training program: A randomized clinical trial of wheelchair users undergoing initial rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 85, n. 1, p. 41-50, 2004.

MARTIN-LEMOYNE, V. et al. To What Extent Can the Use of a Mobility Assistance Dog Reduce Upper Limb Efforts When Manual Wheelchair Users Ascend a Ramp?. *Journal of applied biomechanics*, v. 32, n. 2, p. 186-195, 2016.

MEDOLA, F. O. Desenvolvimento de um aro de propulsão manual ergonômico para cadeira de rodas. 124f. Tese (Mestrado). Programa de Pós-graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

MEDOLA, F. O. BUSTO, R. M., MARÇAL, Â. F., ACHOUR JUNIOR, A., & DOURADO, A. C. O esporte na qualidade de vida de indivíduos com lesão da medula espinhal: série de casos. *Rev. bras. med. esporte*, p. 254-256, 2011.

MEDOLA, F. O. Projeto conceitual e protótipo de uma cadeira de rodas servo- assistida. 186 f. Tese (Doutorado) - Programa de Pós-graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2013.

MEDOLA, F. O. ELUI, V. M. C., DA SILVA SANTANA, C., & FORTULAN, C. A Aspects of manual wheelchair configuration affecting mobility: A review. *Journal of physical therapy science*, v. 26, n. 2, p. 313-318, 2014 (a)

MEDOLA, F. O. DAO, P. V., CASPALL, J. J., & SPRIGLE, S. Partitioning kinetic energy during freewheeling wheelchair maneuvers. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 22, n. 2, p. 326-333, 2014 (b)

MEDOLA, F. O.; SPRIGLE, S. Avaliação da Inércia Rotacional de Cadeira de Rodas Manual: implicações para o design ergonômico| Evaluation of Rotational Inertia of Manual Wheelchair: implications for ergonomic design. *Revista D.: Design, Educação, Sociedade e Sustentabilidade*. v. 6, n. 2, p. 37-54, 2014.

MIYAHARA, M.; SLEIVERT, G.G.; GERRARD, D.F. The relationship of strength and muscle balance to shoulder pain and impingement syndrome in elite quadriplegic wheelchair rugby players. *International Journal of Sports Medicine*, v.19, n.3, pp.210– 214, 1998.

MORGAN, K. A.; ENGSBERG, J. R.; GRAY, D. B. Important wheelchair skills for new manual wheelchair users: health care professional and wheelchair user perspectives. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, v. 12, n. 1, p. 28-38, 2017.

MORROW, M. HURD, W. J., KAUFMAN, K. R., AN, K. N. Shoulder demands in manual wheelchair users across a spectrum of activities. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, n. 1, p. 61-67, 2010.

OMS - Organização Mundial da Saúde, CIF: Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde [Centro Colaborador da Organização Mundial da Saúde para a Família de Classificações Internacionais, org.; coordenação da tradução Cassia Maria Buchalla]. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo – EDUSP; 2003.

OSGOOD, C.E; SUCI, G.J.; TANNENBAUN, P.H. The measurement of meaning. Urbana: University of Illinois; 1957.

PARETTE, P.; SCHERER, M. Assistive technology use and stigma. *Education and Training in Developmental Disabilities*, 2004, p. 217-226.

ROUTHIER, F. VINCENT, C., DESROSIERS, J., & NADEAU, S. Mobility of wheelchair users: a proposed performance assessment framework. *Disability and rehabilitation*, v. 25, n. 1, p. 19-34, 2003.

SAMUELSSON, Å. B. K., *Wheelchair Intervention: Principles and Practic*, International Handbook of Occupational Therapy Interventions, Derback, i. s., eds., Springer Science + Business Media, Estados Unidos, p. 91-98. 2009.

SILVA, S. R. M., BOIANI, J. A. M., SILVA L. M., PASCHOARELLI, C. I., MEDOLA F.O. Dificuldades funcionais no uso de cadeira de rodas manuais: um estudo preliminar. In: 1º CBTA – Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Tecnologia Assistiva: Engenharia e Design, Anais de Evento. Curitiba PR, 2016.

SILVA, S. R. M.; BERTOLACCINI, G D.; SPASCHOARELLI, L.C.; MEDOLA, F. O Correlação entre ativação muscular e níveis de torque propulsor em diferentes tarefas de mobilidade em cadeira de rodas. *Human Factors in Design*, v. 6, n. 12, p. 002-014, 2017.

SILVEIRA, M. D.; ATHAYDE, C. A.; GODOY, P. S.; CALEGARI, D. R.; ARAÚJO, P. F.; GORLA, J. I. Correlação entre dois testes de agilidade adaptados: Handebol em Cadeiras de rodas. *Revista da Associação Brasileira de Atividade Motora Adaptada*, v. 13, n. 2, 2012.

SONENBLUM, S.E.; SPRIGLE, S.; LOPEZ, R.A. Manual Wheelchair Use: Bouts of Mobility in Everyday Life. *Rehabilitation Research Practice*, 2012; 753165. doi: 10.1155/2012/753165. Epub 2012.

SOUZA, A L.; BONINGER, M. L.; KOONTZ, A. M.; FAY, B. T.; COOPER, R. A.; A Classification of Stroke Patterns in Manual Wheelchair Users, Resna 2000.

TROMBLY, Catherine A. *Terapia ocupacional para disfunções físicas*. São Paulo: Santos, p. 604-607, 2005.

VÁSQUEZ, M. M., MATTOS, L. M., LANUTTI, J. N., MEDOLA, F. O., & PASCHOARELLI, Avaliação da percepção estética, simbólica e de uso de cadeiras de rodas manuais. In: *International Conference on Design, Engineering, Management for innovation*. 2015

VERZA, R., CARVALHO M.L., BATTAGLIA M.A.; UCCELLI M.M. An interdisciplinary approach to evaluating the need for assistive technology reduces equipment abandonment. *Multiple sclerosis*, 2006, 12.1: 88-93.

WANG, Y.T.; BERNARD, R.; COPE, C.; CHANG, L.S.; LIMROONGREUNGRAT, W.; SPRIGLE, S. Fundamental locomotive activity time efficiency with differently positioning drive-axis wheelchairs among elders. *Adaptive Physical Activity Quarterly*, v.25, n.4, p.322-334, 2008.

WANG, M.H. CHAN, F., THOMAS, K. R., LIN, S. H., & LARSON, P. . Coping style and personal responsibility as factors in the perception of individuals with physical disabilities by Chinese international students. *Rehabilitation Psychology*, v. 42, n. 4, p. 303, 1997.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Health statistics and information systems: Global Health Estimates (GHE)*. 2015. In: http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/en/ (Acesso em 17 de Agosto de 2017).

WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings*. Genebra, 2008. In:

<http://www.who.int/disabilities/publications/technology/wheelchairguidelines/en/index.html>
(Acesso em 20 de Janeiro de 2018).

Time for equality at work. Global Report under the Follow-up to the ILO Declaration on Fundamental Principles and Rights at Work. Geneva, International Labour Office, 2008. In: http://www.ilo.org/dyn/declaris/DECLARATIONWEB.DOWNLOAD_BLOB/Var_DocumentID=1558 (Acesso em 20 de Janeiro de 2018).

WORLD HEALTH ORGANIZATION: Convention on the Rights of Persons with Disabilities. New York, United Nations In: <http://www.un.org/disabilities/default.asp?id=259> (Acesso em 20 de janeiro de 2018).

WORLD HEALTH ORGANIZATION: Wheelchair Service Training Package: Basic Level, 2012. In: http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/78236/48/9789241503471_reference_manual_por.pdf
(Acesso em 20 de janeiro de 2018).

APÊNDICES

Apêndice A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido utilizado para o estudo de análise biomecânica, perceptiva e do desempenho de usuários e não usuários de cadeira de rodas manual

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(TERMINOLOGIA OBRIGATÓRIO EM ATENDIMENTO A RESOLUÇÃO 466/12–CNS-MS)

A pesquisa “ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA MOBILIDADE DE USUÁRIOS DE CADEIRA DE RODAS: CONTRIBUIÇÕES PARA O DESIGN E TECNOLOGIA ASSISTIVA” tem como objetivo a avaliação da influência do design da cadeira de rodas nos aspectos biomecânicos, cinéticos e perceptivos. Nenhum dos procedimentos será invasivo e não causará nenhum desconforto ou risco à sua saúde, tendo em vista que as atividades a serem realizadas fazem parte do cotidiano da maioria das pessoas. Em caso de dúvidas, você será totalmente esclarecido pelos responsáveis da pesquisa antes e durante a realização do experimento, além da possibilidade de entrar em contato por um dos meios divulgados abaixo.

Este “Termo de Consentimento Livre e Esclarecido” atende a Resolução 466/12-CNS-MS e o “Código de Deontologia do Ergonomista Certificado – Norma ERG BR 1002 – ABERGO”.

O projeto foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Faculdade de Arquitetura Artes e Comunicação FAAC/UNESP (Protocolo 800/500).

Eu, _____

RG _____ - _____ estando ciente das informações acima lidas, concordo em participar da pesquisa “ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA MOBILIDADE DE USUÁRIOS DE CADEIRA DE RODAS: CONTRIBUIÇÕES PARA O DESIGN E TECNOLOGIA ASSISTIVA” e entendo que as informações cedidas por mim são confidenciais, autorizando a sua divulgação no meio científico e acadêmico de forma anônima e global, tendo a minha identidade totalmente preservada. Estou ciente de que sou voluntário e, portanto, não receberei nenhum benefício por participar desta pesquisa, bem como não terei ônus algum. Tenho total liberdade para aceitar ou recusar fazer parte deste estudo e sei que a minha recusa, em qualquer momento do experimento, não acarretará nenhum prejuízo para mim.

Bauru, _____ de _____ de 2017.

Assinatura do participante

Apêndice B: Protocolo de identificação para o estudo de análise biomecânica, perceptiva e do desempenho de usuários e não usuários de cadeira de rodas manual

Protocolo de Identificação

Dados Pessoais

Nome completo: _____

Data de nascimento: ___/___/___

Ocupação: _____

Massa: _____ Altura: _____

() Destro () Canhoto () Ambidestro

Diagnóstico _____

Há quanto tempo faz uso de cadeira de rodas: _____

Quem indicou o dispositivo: _____

Realizou algum treinamento para o uso de cadeira de rodas? Se sim, quais habilidades?

Contatos

Endereço: _____

Telefone: _____ E-mail: _____

Informações Adicionais

Teve alguma lesão muscular no membro superior diagnosticada no último ano?

() Sim

() Não

Se sim, Qual?

Observações:

Apêndice C: Escala visual analógica utilizada para cada tarefa executada.

Marque na reta abaixo um ponto que representa sua avaliação em relação a sua dificuldade em executar essa tarefa. Sendo que o ponto 0 (ZERO) representa nenhuma dificuldade e o ponto 10 (DEZ) máxima dificuldade.



Apêndice D: Escala de esforço percebido de BORG utilizada para diferente design de Cadeira de rodas

Escala de esforço percebido

Participante: _____

Cadeira de rodas: _____

0	Absolutamente nada
0,3	
0,5	Extremamente fraco
1	Muito fraco
1,5	
2	Fraco
2,5	
3	Moderado
4	
5	Forte
6	
7	Muito forte
8	
9	Extremamente forte
10	
11	

Apêndice E: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e protocolo de identificação utilizado para o estudo transcultural de percepção de não usuários de dispositivos de auxílio a mobilidade.

CONSENT FORM

I have read and understood the information about the project as provided above, and I voluntarily agree to participate in the project.

I understand I can withdraw at any time without giving reasons and that I will not be penalised for withdrawing nor will I be questioned on why I have withdrawn.

The use of the data in research, publications, sharing and archiving has been explained to me. I understand that this research is of great importance for users of mobility devices and that the results obtained may provide parameters for the development or improvement of these devices.

All the procedures regarding confidentiality have been clearly explained (e.g. use of names, pseudonyms, anonymisation of data, etc.).

Date: ____/____/____

Signature of participant

I would like to preserve my identity.

I would like to receive feedback from the study when completed, so I consented to my e-mail:

IDENTIFICATION PROTOCOL

Name: _____

Gender: _____

Profession: _____

Age: () 10 – 19 years

Student: () Yes () No

() 20 - 39 years

Exact

() 40 – 59 years

Human

() 60 years and over

Biological

Are you or have you ever been a walker or wheelchair user?

() Yes () No

Do you know any walkers or wheelchairs? () Yes () No

If yes, how close is this user?

() Parents/brother/sister

() Uncle or cousin

EVALUATION PROTOCOL

Look at the product picture below and based on its appearance, state your impression on it.

MODEL 2



Light	○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○	Heavy
Uncomfortable	○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○	Comfortable
Practical	○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○	Impractical
Ugly	○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○	Beautiful
Mobile	○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○	Stationary
Boring	○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○	Enjoyable
Safe	○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○	Unsafe
Exclusive	○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○ — ○	Inclusive

RELATO DE EXPERIÊNCIA

Viver a oportunidade de um intercâmbio sem dúvida é uma experiência riquíssima em qualquer fase da vida, no entanto ter essa oportunidade durante o mestrado, uma fase na qual é o momento único de aprimorar currículo e angariar experiências acadêmicas, de longe é a oportunidade que transforma a visão transcultural pessoal e profissional de qualquer pessoa.

A realização do Estágio pesquisa, foi realizada pelo projeto UTFORSK por meio da parceria estabelecida entre o Departamento de pós graduação em Design da Universidade Estadual Paulista (UNESP) do Campus Bauru, e o Departamento de Tecnologia e Informação da Universidade de Ciências Aplicadas de Oslo (Høgskolen i Oslo og Akershus - HiOA), especificamente através dos professores Fausto Orsi Medola e Frode Eika Sandnes.

O intercâmbio proporcionou vivências singulares de grande aprendizado, novos desafios tinham de ser superados a cada novo dia e era fundamental lembrar a importância de viver o momento e não perder absolutamente nada do novo que ele tinha para oferecer.

Descobrir que de parcerias como estas podem surgir projetos de incriveis potenciais, que com certeza terão impacto na comunidade científica internacional e nacional que contribuirá para o acesso e desenvolvimento saudável da pesquisa científica é uma das melhores recompensas dessa curta jornada trilhada, além do mais o sucesso acadêmico está em compartilhar novos e bons conhecimentos.

ANEXOS

"FACULDADE DE CIÊNCIAS
CAMPUS DE BAURU/ UNESP
"JÚLIO DE MESQUITA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: DESIGN DE CADEIRA DE RODAS: IMPLICAÇÕES ERGONÔMICAS NA MOBILIDADE, FUNCIONALIDADE E CONFORTO DOS USUÁRIOS **Pesquisador:** FAUSTO ORSI MEDOLA **Área Temática:**

Versão: 2

CAAE: 32625014.2.0000.5398

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

Patrocinador Principal: MINISTERIO DA CIENCIA, TECNOLOGIA E INOVACAO
FUNDACAO PARA O DESENVOLVIMENTO DA UNESP - FUNDUNESP

DADOS DO PARECER

Número do Parecer:

800.500 **Data da**

Relatoria: 04/09/2014

Apresentação do Projeto:

O projeto está bem apresentado.

Objetivo da Pesquisa:

Está claro o objetivo da pesquisa.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos são muito pequenos (algum desconforto em relação a certos componentes da cadeira de rodas) e os benefícios parecem ser relevantes.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está bem apresentado e demonstra uma preocupação com um público-alvo bastante específico cujas necessidades de melhor adequação de instrumentos de auxílio para suprir suas limitações e incapacidades é crescente

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

"FACULDADE DE CIÊNCIAS
CAMPUS DE BAURU/ UNESP
"JÚLIO DE MESQUITA



Continuação do Parecer: 800.500

Endereço: Av. Luiz Edmundo Carrijo Coube, nº 14-01
Bairro: CEP:
UF: SP 17.033-360 **Município:** BAURU
Telefone: (143)103--6087 **Fax:** (143)103--6087 **E-mail:**
arimaia@fc.unesp.br

O TCLE foi revisado e está de acordo para a interpretação do estudo e consentimento para a participação no mesmo.

Recomendações: Não se aplica

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O projeto tem boa fundamentação teórica e metodológica e encontra-se em acordo com os parâmetros éticos estabelecidos pela resolução 466/12. Os cuidados necessários com a segurança dos participantes foram previstos no projeto e sua realização é viável e segura.

BAURU, 22 de Setembro de 2014

Assinado por:
Ari Fernando Maia
(Coordenador)