**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ARQUITETURA E URBANISMO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO**

**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**

IVAN RICARDO RODRIGUES CARRIEL

**São Paulo
2014**

IVAN RICARDO RODRIGUES CARRIEL

**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**

Tese de doutorado apresentada à Faculdade de
Arquitetura e Urbanismo, da Universidade de São
Paulo, para a obtenção do título de Doutor em
Arquitetura e Urbanismo.

Área de Concentração: Design e Arquitetura

Orientador: **Prof. Dr. Alessandro Ventura**

**São Paulo
2014**

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTES TRABALHOS, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

E-MAIL DO AUTOR: ivan.carriel@uol.com.br

C316r Carriel, Ivan Ricardo Rodrigues
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 / Ivan Ricardo Rodrigues Carriel. -- São Paulo, 2014.
625 p. : il.

Tese (Doutorado - Área de Concentração: Design e Arquitetura) – FAUUSP.
Orientador: Alessandro Ventura

1.Design de produtos 2.Cadeira de rodas (Uso) I.Título

CDU 7.05

CARRIEL, I. R. R. **Recomendações tecnológicas de projeto para o desenvolvimento de cadeiras de rodas de propulsão manual:** uma proposta para ampliar o grau de mobilidade dos cadeirantes a partir do design. Tese apresentada a Faculdade de Arquitetura e Urbanismo da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Arquitetura e Urbanismo.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Para a Mamãe...

AGRADECIMENTOS

Ao amigo e professor *Dr. Alessandro Ventura*, pelas suas intervenções precisas e equilibradas e também pelo seu apurado senso crítico e construtivo, o qual ficou evidente de forma irrefutável e motivadora, na condução da orientação. Estou muito honrado e satisfeito de ter sido orientado por um ícone do Desenho Industrial¹. Desejo que a luz divina continue iluminando seu caminho, para que muitos outros aspirantes ao título de doutor tenham a mesma oportunidade de que eu pude experimentar.

À professora *Dr^a. Cibele Hadadd Taralli*, por ter acreditado em meu potencial, ainda quando cursava a pós, como aluno especial e pelas valiosas contribuições no exame de qualificação. Igualmente agradeço ao professor *Dr. Carlos Augusto Mattei Faggin* por trazer contribuições para o método e por destacar à importância do capítulo histórico presente nesta tese, sugerindo a ampliação no âmbito da história mundial e do Brasil. Ao professor *Dr. Jorge Alberto de Oliveira*, pelas inesquecíveis aulas sobre o Desenvolvimento Motor e por ter me orientado na prática da pesquisa, e disponibilizado o Laboratório de Comportamento Motor (Lacom) da Escola de Educação Física e Esporte da USP para realização do teste piloto, junto a sua disciplina.

Ao professor *Dr. Luis Carlos Paschoarelli* por ter contribuído com críticas e inúmeras referências, pela amizade que me confortou nos momentos de cansaço e desânimo, tornando esta jornada menos árdua e com muito mais sentido. Estendo esses agradecimentos aos professores da pós-graduação: *Dr. Luis Claudio Portugal do Nascimento*, *Dr^a. Maria Cecília Loschiavo dos Santos*, *Dr. Carlos Egídio Alonso*, *Dr^a. Clíce de Toledo Sanjar Mazzilli*, *Dr^a. Denise Dantas*, *Dr^a. Cristiane Aun Bertoldi*, *Dr. Moacyr Paulista Cordeiro* e ao professor *Dr. Marcelo Augusto Leal Alves* da Escola Politécnica.

A todos os *Funcionários* e *Amigos* da pós-graduação pela troca de experiências e amizade verdadeira, em especial, a bibliotecária *Maria José Poletti*, a atendente *Isaíde Francolino dos Reis* e aos amigos *Suzete Filipak Mengatto*, *Célia Moretti Arbore*, *Ana Paula C. de Carvalho*, *Tânia de Paula*, *Marcelo Monteiro*, *Luciane Faco*,

---

¹ LEON, E. **Design Brasileiro**: quem fez, quem faz. Senac: Rio de Janeiro, 2005.

Daniela Milani, Marcio Dupont, Camila M. de M. Lopes, Virginia Helena Quadrado, Roberto Carlos Muñoz Cano.

Agradeço ao amigo e *Excelentíssimo Senhor Reitor Eduardo Antonio Modena*, do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, por me conceder o afastamento² para conclusão desta tese. Aos amigos e professores *Agary Veiga Graf, Alexandre Pereira Chaad, Carla Reis dos Santos, Cesira Conceição Moreira Porto, Daniela Macário Custódio, Denílson Mirim, Janete da Silva Santos, Osli Paes de Almeida, Ragnar Orlando Hammarstrom, Sonia Maria C. B. Mebius, Tomas Guner Sniker e Vicente Pereira de Barros.*

A realização dos experimentos práticos só foi possível, com ajuda das diretoras *Silvia Helena Orlandelli da Silva* da Faculdade de Administração e Artes de Limeira (Faal) e *Beatriz Soares Amaro*, da Escola Técnica Sales Gomes, do Centro Paula Souza, que prontamente cederam o espaço em suas respectivas instituições. Deixo meus sinceros agradecimentos às amigas e professoras *Rossana de Camargo Barros* e *Daniela Fidêncio Minucci* e a presidente da Associação dos Portadores de Deficiência de Tatuí/SP (Apodet), *Solange Sales Abude*, pela ajuda e apoio nesta pesquisa.

Ao amigo *Fabrício Diego Heisen de Souza*, da Souza Filmes Produtora, pela presteza e qualidade nas gravações e edições dos experimentos realizados. Igualmente, agradeço ao *Senhor Rodrigo Real*, Gerente da Engenharia da empresa Freedom Veículos Elétricos *Ltda.*, pela doação da cadeira de rodas, que foi selecionada como um referencial tecnológico.

Ao amigo *Daniel Fernando Bovolenta Ovigli*, pelas considerações e cuidados na revisão crítica do meu relatório de qualificação; momentos de aprendizagem que mesclou a troca de experiências e diversão. Ao professor *Jose Manuel Lopez Portoles* e a minha irmã *Edmara Regina Rodrigues Carriel* pelas revisões e traduções. À amiga e professora, *Almira Porciúncula*, pelo mérito da paciência e tempo disposto na revisão dos meus equívocos gramaticais e ortográficos. Foi muito bom recordar os preceitos da nossa Língua Portuguesa.

---

² IFSP, Portaria N°. 3.839, de 01 de Agosto de 2013. Período de 01 Ago. 2013 a 31 Jan. 2014.

Ao meu irmão *Alam Rogério Rodrigues Rogério*, aos tios *Edval Liberatoscioli*, *Maria de Lourdes C. Liberatoscioli*, *Terezinha C. Castanho*, *Ledubino Carriel*, *Zenaide R. Carriel (in memoriam)*, *Jacira R. Carriel (in memoriam)*, a prima *Izaura Melo Toledo (in memoriam)* e aos demais *Parentes, Amigos, Alunos e Voluntários*. Enfim, a todos aqueles que diretamente ou indiretamente contribuíram para a concretização deste trabalho; infelizmente, por conta do espaço reduzido, o qual eu já excedi, não poderei citar o nome de cada um.

Em especial, agradeço aos verdadeiros heróis desta jornada, *Helena Cardoso Carriel* e *Mauricio Rodrigues Carriel (in memoriam)*. Meus queridos pais que lutaram pela minha reabilitação e me ensinaram os indispensáveis valores humanos. Tenho certeza de que jamais poderei agradecê-los com grandeza e necessária justiça.

E com todo meu amor e carinho agradeço a minha futura esposa, *Renata Reis dos Santos*, por me acalantar em seus braços e no coração, nos instantes de incerteza; por me perdoar pelos momentos que subtraí do nosso convívio, para me dedicar a mais uma conquista da minha vida. E neste importante momento, quero que saibas que tu serás para sempre a inspiração das minhas palavras, dos meus pensamentos e a melhor parte de mim.

Por fim, me reporto a *São Francisco de Assis* por sua intercessão junto a *Deus*, que me iluminou com ânimo, paciência, inteligência e perseverança para escrever cada capítulo desta tese. Espero, no exemplo do santo, que as recomendações presentes neste estudo subsidiem os projetistas de cadeira de rodas a desenvolverem produtos mais honestos e humanos, especialmente, no que tange o respeito à equidade social e, também, sejam fontes de inspiração para novas pesquisas no campo do *Design* para a saúde.

Um fraterno abraço, muito obrigado e uma excelente leitura a todos...

"Ninguém é suficientemente perfeito, que não possa aprender com o outro e, ninguém é totalmente destituído de valores que não possa ensinar algo ao seu irmão".

São Francisco de Assis

RESUMO

CARRIEL, I. R. R. **Recomendações tecnológicas de projeto para o desenvolvimento de cadeiras de rodas de propulsão manual**: uma proposta para ampliar o grau de mobilidade dos cadeirantes a partir do design. 2014. 625 f. Tese (Doutorado em Design e Arquitetura) - Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.

Em essência, esta tese traz um compêndio técnico para auxiliar no projeto de cadeira de rodas de propulsão manual, visando à ampliação eficiente da ergonomia e da mobilidade dos usuários. Essas recomendações foram elaboradas a partir de uma ampla revisão da literatura e da aplicação de um teste de usabilidade com um referencial tecnológico de cadeira de rodas. Os conceitos teóricos que fundamentam esta tese abrangem o contexto histórico e técnico da deficiência, as premissas éticas para o design de produto, as recomendações de projeto já consolidadas pela literatura científica, os aspectos da facilidade de uso no âmbito do design centrado no usuário, o desenvolvimento motor da pessoa com deficiência, a biomecânica da propulsão manual e as respectivas formas de manejo desse equipamento. A sistemática metodológica da pesquisa foi fundamentada em três abordagens. Na primeira selecionamos um referencial tecnológico a partir de uma amostra de 101 modelos de cadeiras de rodas disponíveis no mercado brasileiro. Depois de escolhido o produto, aplicamos um teste de usabilidade, levando em consideração a norma ISO 20282-2:2006(E), que possibilitou verificar o grau de satisfação e comprovar que as cadeiras de rodas, são ineficientes para atender às necessidades ergonômicas e de mobilidade dos usuários. Participaram dessa pesquisa 43 sujeitos de ambos os gêneros, com idade média entre 31 e 37 anos. E, finalmente, com o uso do software *Kinovea* analisaram-se os diferentes padrões do movimento da propulsão manual. Nesta última abordagem, estabeleceram-se parâmetros cinemáticos, temporais, antropométricos e posturais, que serviram para enriquecer e consolidar novas recomendações de projeto. Essas

recomendações abrangem os cinco sistemas que compõem uma cadeira de rodas: (a) sistema de propulsão, (b) deslocamento, (c) apoio para o corpo, (d) estrutural e (e) morfológico. Por fim, foram traçadas reflexões metodológicas de projeto, uma prospecção do futuro das cadeiras de rodas no Brasil e algumas sugestões de pesquisas no campo do design para a saúde, as quais surgiram durante o desenvolvimento dessa investigação.

Palavras-chave: Design de Produto, Cadeira de Rodas, Usabilidade.

ABSTRACT

CARRIEL, I. R. R. **Technological design recommendations for the development of manual wheelchair propulsion**: a proposal to extend the rate of mobility of wheelchair users from the design. 2014. 625 f. Thesis (Doctorate in Design and Architecture) - Faculty of Architecture and Urbanism, University of São Paulo, São Paulo, 2014.

In essence, this thesis brings a technical compendium to assist in the design of manual wheelchair propulsion, aiming the efficient expansion of ergonomics and user mobility. These recommendation were development from an extensive literature review and application of a usability test with a technological reference wheelchair. The theoretical concepts that underlie this thesis cover the historical and technical context of disability, the ethical assumptions for product design, the design recommendations already established in the scientific literature, the aspects of ease of use under the user-centered design, the motor development of the disabled person, the biomechanics of manual propulsion and related forms of handling such equipment. A systematic methodological research was based on three approaches. The first selected a technological reference from a sample of 101 models of wheelchairs available in the Brazilian market. After select the product, apply a usability test taking into the ISO 20282-2.2006 (E) which enabled us to verify the degree of satisfaction and demonstrate that the wheelchairs are inefficient to attend the ergonomic necessity and mobility of users. In this study 43 subjects took part of test, both genders, on average between 31 and 37 years. Finally, using the software were analyzed *Kinovea* different patterns of motion of manual propulsion. In the last approach, settled parameters, temporal, anthropometric and postural which served to increase and consolidate new design recommendations. These recommendations cover the five systems that set a wheelchair: (a) propulsion system, (b) displacement, (c) support for the body, (d) structural and (e) morphology. Finally, methodological reflections project, an exploration of the future of

wheelchairs in Brazil and some suggestions for research in the field of design for health, which arose during the development of this research.

Keywords: Product Design, Wheelchair, Usability

RESUMEN

CARRIEL, I. R. R. **Recomendaciones tecnológicas de proyecto para el desarrollo de sillas de ruedas de propulsión manual:** una propuesta para ampliar el grado de movilidad de los minusválidos a partir del diseño. 2014. 622 f. Tesis (Doctorado en Diseño y Arquitectura) – Facultad de Arquitectura y Urbanismo, Universidad de San Pablo, San Pablo, 2014.

En esencia, esta tesis trae un compendio técnico para auxiliar en el proyecto de silla de ruedas de propulsión manual, pretendiendo la ampliación eficiente de la ergonomía de la movilidad de los usuarios. Esas recomendaciones fueron elaboradas a partir de una amplia revisión de la literatura y de la aplicación de una prueba de manejabilidad con un referencial tecnológico de silla de ruedas. Los conceptos teóricos que fundamentan esta tesis abarcan el contexto histórico y técnico de la deficiencia física, las premisas éticas para el diseño del producto, las recomendaciones de proyecto ya consolidadas por la literatura científica, los aspectos de facilidad de uso en el ámbito del diseño centrado en el usuario, el desarrollo motor de la persona minusválida, la biomecánica de la propulsión manual y las respectivas formas de manejo de ese equipo. La sistemática metodológica de la investigación fue fundamentada en tres enfoques. En el primero seleccionamos un referencial tecnológico partiendo de una muestra de 101 modelos de sillas de ruedas disponibles en el mercado brasileño. Después de escoger el producto, aplicamos un test de uso, considerando la norma ISO 20282-2:2006(E), que permitió verificar el grado de satisfacción y comprobar que las sillas de ruedas, son ineficientes para atender las necesidades ergonómicas de la movilidad de los usuarios. Participaron de esta investigación 43 sujetos de ambos géneros, con edad media entre 31 y 37 años. Y, finalmente, con el empleo del software *Kinovea* se analizaron los diferentes patrones del movimiento de la propulsión manual. En este último enfoque, se establecieron parámetros cinemáticos, temporales, antropométricos y posturales, que sirvieron para enriquecer y consolidar

nuevas recomendaciones de proyecto. Esas recomendaciones abarcan los cinco sistemas que componen una silla de ruedas: (a) sistema de propulsión, (b) desplazamiento, (c) apoyo para el cuerpo, (d) estructural y (e) morfológico. Finalmente fueron trazadas reflexiones metodológicas de proyecto, una prospección de futuro de las sillas de ruedas en Brasil y algunas sugerencias de investigaciones en el campo del diseño para la salud que surgieron durante el desarrollo de esta investigación.

Palabras-clave: Diseño de Producto, Silla de Ruedas, Manejabilidad.

LISTA DE FIGURAS³

APRESENTAÇÃO, p. 41-54.

1	Nick Vujicic e sua cadeira de rodas.	43
2	Christofher Reeve e sua cadeira de rodas.	43
3	Gabrilli utilizando o elevador de acesso à tribuna da Câmara dos...	44
4	Jornalista Flávia Cintra em estado gestacional na cadeira de rodas.	44
5	Dick Hoyt empurrando seu filho, Rick, na Maratona de Boston...	44

CAPÍTULO 1, p. 49-60.

1.1	Objeto, questão e temática do estudo.	52
1.2	Esquema da pesquisa.	59

CAPÍTULO 2, p. 61-134

2.1	Georg Moritz Ebers (1837-1898).	62
2.2	Papiro de Ebers, propriedade da Universidade de Leipzig.	62
2.3	O ilustre coxo Hefesto da Mitologia Grega.	63
2.4	Busto de Homero, poeta da Grécia Antiga.	63
2.5	Vaso grego com Hefesto, Museu de Arte de Toledo, Ohio, EUA.	63
2.6	O exorcismo de um catecúmeno com malformações congênitas.	64
2.7	Prótese em madeira e couro de dedos de uma múmia egípcia...	64
2.8	Cavaleiro alemão Goetz von Berlichingen (1480-1562).	64
2.9	Trono adaptado do Rei Phillip II da Espanha, 1595.	65
2.10	Inscrição de uma cadeira de rodas gravada em um sarcófago chinês...	65
2.11	Cadeira de rodas desenvolvida por Stephen Farfler, 1655.	65
2.12	Helen Adams Keller (1880-1968).	67
2.13	Família Ovitzs: Elizabeth, Perla, Rozika, Frieda, Franziska e Avram.	67
2.14	Médico nazista Josef Mengele (1911-1979).	67
2.15	Camadas da sola para prótese desenvolvida pela Nike.	68
2.16	Vista lateral da sola vestida na prótese.	68
2.17	Prótese modelo lâmina da Össur.	68
2.18	Capa do documentário "Hakani: uma voz pela vida".	70
2.19	Antonio Francisco Lisboa, "O Aleijadinho" (1738-1814).	70
2.20	Inválidos da Pátria, Ilha do Bom Jesus/RJ (1909).	70
2.21	Renato da Costa Bonfim (1901-1976).	71
2.22	Dorina de Gouveia Nowill (1919-2010).	71
2.23	Ana Rita de Paula (1962-).	71
2.24	Modelo linear da CID e abordagem biopsicossocial da CIF para a defic...	74
2.25	Recursos de tecnologia assistiva para locomoção.	79

---

³ Os respectivos créditos das figuras se encontram no ANEXO J, p.616-621.

LISTA DE FIGURAS

2.26	Victor Papanek (1923-1998).	86
2.27	Capa do livro <i>"Design for the Real World"</i> .	86
2.28	Bengala para cego.	86
2.29	Alcance do design diante dos problemas reais.	88
2.30	Hochschule für Gestaltung Ulm (HfG).	89
2.31	Irmãos Hans e Sophie Scholl.	89
2.32	Gui Bonsiepe (1934-).	90
2.33	Capa do livro <i>"Teoría y Práctica del Diseño Industrial"</i> .	90
2.34	Vista frontal de cadeira de rodas desenhada em papel quadriculado.	90
2.35	Cadeira de rodas com propulsão frontal, projeto de E. D. Paschoal.	91
2.36	Sistema estrutural com apoio de perna.	91
2.37	Cadeira de rodas dobrada pelo sistema articulado em "X".	91
2.38	Todos os componentes da cadeira de rodas.	91
2.39	Logo do Ano Internacional da Pessoa com Deficiência.	92
2.40	Capa do livro <i>"Desenho Industrial para Pessoas Deficientes"</i> .	92
2.41	Donald A. Norman (1935-).	93
2.42	Capa do livro <i>"The Design of Everyday Things"</i> .	93
2.43	Capa do livro <i>"The Design of Future Things"</i> .	93
2.44	Nigel Whiteley.	96
2.45	Capa do livro <i>"Design for Society"</i> .	96
2.46	Garrafa quadrada denominada <i>WoBo</i> da Heineken.	96
2.47	Itiro lida.	98
2.48	Capa do livro <i>"Ergonomia: Projeto e Produção"</i> .	98
2.49	Representação esquemática das interações entre os elementos de...	100
2.50	João da Gama Filgueiras Lima, Lelé (1932-).	101
2.51	Cama-maca do Hospital da Rede Sara, Brasília/DF.	101
2.52	Cadeira de rodas orto-estática, Ortomóvel - EquipHos.	102
2.53	Segunda geração da cadeira de rodas ortomóvel.	102
2.54	Cadeira de rodas André Luís.	123
2.55	Cadeira de rodas para resgate.	123
2.56	Cadeira de rodas para obesos.	123
2.57	Sistema mecânico para elevação de cadeira de rodas da Braun Ability.	124
2.58	Cadeira de rodas motorizada modelo Gazela Ultra Lite da Freedom.	124
2.59	Cadeira de rodas modelo <i>Tropical</i> da Ortobrás.	125
2.60	Cadeira de rodas modelo <i>Ultra Lite 2000 Infantil</i> da Ortobrás.	125
2.61	Cadeira de rodas modelo <i>Office</i> da Ortobrás.	125
2.62	Cadeira de rodas elétrica Freedom Clean da Linha Saúde.	126

LISTA DE FIGURAS

2.63	Bicicleta Elétrica Freedom Mountain Bike Masculina da Linha Lazer.	126
2.64	Cadeira de rodas Econômica.	127
2.65	Cadeira de rodas Max Obeso.	127
2.66	Cadeira com rodas invertidas.	127
2.67	Cadeira de Rodas Confort.	127
2.68	Cadeira de rodas <i>Panthera X</i> , da Ortomix.	128
2.69	Estrutura da cadeira de rodas <i>Panthera X</i> .	128
2.70	Cadeira de Rodas <i>SW Estilo</i> .	129
2.71	Cadeira de Rodas <i>SW Ventura</i> .	129
2.72	Cadeira de Rodas <i>SW Baby</i> .	129

CAPÍTULO 3, p. 135-198.

3.1	Cadeira de rodas manual RoChair com propulsão por alavanca.	142
3.2	<i>Handcycle Top End Force G</i> da Invacare, propulsão por manivelas.	142
3.3	Patente N° 6.755.430 do inventor Brian M. Watwood, (2004).	144
3.4	Patente N° 6.893.035 do inventor Brian M. Watwood, (2004).	144
3.5	Mecanismo manual alternativo para propulsão em cadeiras de rodas.	144
3.6	Sistema de propulsão por alavanca Wijit, EUA.	144
3.7	Dispositivo de propulsão <i>NuDrive</i> montado na roda da cadeira.	145
3.8	Biomecânica dos braços dos usuários para propulsão com <i>NuDrive</i> .	145
3.9	Forças atuantes na posição sentada, plano frontal (a) e sagital (b).	146
3.10	Posição do centro de gravidade (CG) em relação ao eixo da cadeira de...	146
3.11	Dispositivo de marcha para cadeira de rodas com aro de propulsão...	147
3.12	Encaixe da mão no aro de propulsão tubular.	148
3.13	Segmento do aro de propulsão ergonômico desenvolvido por Medola (2010).	148
3.14	Encaixe da mão no aro de propulsão ergonômico.	148
3.15	Roda em alumínio raiada de 24 polegadas da Ortomix.	151
3.16	Roda injetada em fibra de carbono X-Core com três raios.	151
3.17	Cubo de alumínio usinado da Ortomix.	151
3.18	Patente americana de dispositivo anti-tombo para cadeira de rodas.	153
3.19	Cadeira de rodas de propulsão manual com cambagem nula 90° (a) ...	154
3.20	Modelo de pneu tubular <i>Sprinter GatorSkin</i> da Continental, Alemanha.	156
3.21	Modelo de pneu tubular para aro clincher da Tufo, República Tcheca.	156
3.22	Pontos críticos na cadeira de rodas para garantir a estabilidade postural...	158
3.23	Assento flexível em lona ou vinil.	160
3.24	Assento rígido com almofada.	160
3.25	Fixação com velcro da almofada no assento rígido.	160
3.26	Medidor de peso de referência para adulto.	163

LISTA DE FIGURAS

3.27	Medidor de peso de referência infantil.	163
3.28	Area de contato em relação a espessura da almofada (a; b) e área...	168
3.29	Almofada anatômica de visco elástico da Helab Contur.	169
3.30	Almofada plana de visco elástico da Helab Contur.	169
3.31	Almofada <i>High Profile Quadtro Select</i> da Roho.	169
3.32	Assento adaptado de cadeira de rodas.	169
3.33	Encosto com espaldar baixo (a) e espaldar alto (b).	170
3.34	Cadeira de rodas para prática do basquete da Jaguaribe.	170
3.35	Encosto <i>Spex</i> da <i>Spex Seating</i> .	171
3.36	Sistema <i>Contouring Cell Cube System</i> .	171
3.37	Sistema <i>quick-release</i> do encosto <i>Spex</i> .	171
3.38	Encosto " <i>Curved</i> " da Invacare.	173
3.39	Encosto " <i>Personal</i> " da Invacare.	173
3.40	Encosto " <i>Dual Flex 10 Mild Contour</i> " da Invacare.	173
3.41	Encosto " <i>Dual Flex 10 Max Contour</i> " da Invacare.	173
3.42	Encosto Jay Xtreme.	173
3.43	Encosto Jay 2.	173
3.44	Encosto Jay Care.	173
3.45	Encosto Jay J2 Deep Contour.	173
3.46	Encosto <i>JetStream</i> Pro da RoHo.	174
3.47	Sistema de fixação do encosto <i>JetStream</i> .	174
3.48	Encosto Talon da Varilite.	174
3.49	Interface apoio de cabeça, cadeira de rodas e usuário.	176
3.50	Conjunto apoio de cabeça <i>Spex Seating</i> .	176
3.51	Sistema de Fixação do apoio na cadeira de rodas.	176
3.52	Sistema de articulação do apoio de cabeça.	177
3.53	Mecanismo de ajuste linear por volante e fixação.	177
3.54	Mecanismo de ajuste linear por alavanca e fixação.	177
3.55	Detalhe do sistema de ajuste rápido por alavanca.	177
3.56	Apoio de braço para cadeira de rodas da <i>Spex Seating</i> .	178
3.57	Apoio de braço com proteção lateral da <i>Spex Seating</i> .	178
3.58	Cadeira de rodas da <i>Wardray Premise</i> dobrável em "X".	181
3.59	Cadeira " <i>Light Travel Wheelchair in a Holdall</i> " dobrável em "L".	181
3.60	Quadro da cadeira de rodas <i>Phanter X</i> .	182
3.61	Quadro de bicicleta em bambu.	182
3.62	Cadeira de rodas de bambo laminado.	182
3.63	Processo de conformação do bambo.	182
3.64	Cadeira de rodas Hippocampe.	189
3.65	Cadeira de rodas Hippocampe dobrada.	189

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 4, p. 195-226.

4.1	Sistemática metodológica para o design centrado no usuário.	199
4.2	Decálogo para análise da usabilidade.	215
4.3	Escalas de Likert.	220
4.4	<i>Smiley scale</i> ou escala de satisfação para dor.	221
4.5	Escalas do SUS com ícone (a) e rótulos (b).	222
4.6	Curva de pontuação e classificação SUS.	225

CAPÍTULO 5, p. 227-284.

5.1	Fases do ciclo propulsivo convencional em cadeiras de rodas.	236
5.2	Técnica convencional de propulsão em cadeiras de rodas...	238
5.3	Estruturas ósseas articulares e ligamentos do ombro.	243
5.4	Vista frontal e posterior das estruturas do cotovelo.	249
5.5	Estruturas ósseas e musculares da articulação do punho.	254
5.6	Faixas seguras e críticas dos movimentos e postura do punho...	255
5.7	Músculos extensores do punho, dedos e polegar.	256
5.8	Vista posterior dos ossos da mão.	258
5.9	Pega em forma de anel, os dedos envolvem o aro de propulsão...	263
5.10	Formato das vértebras cervical (a), torácica (b) e lombar (c).	265
5.11	Vértebras coccigianas.	265
5.12	Planos de referências do corpo humano.	266
5.13	Movimento de deslocamento para frente.	278
5.14	Movimento de deslocamento para trás.	278
5.15	Medidas necessárias para manobras de cadeira de rodas...	280
5.16	Dimensões arquitetônicas para realização de manobras com cadeira...	281

CAPÍTULO 6, p. 285-370.

6.1	Ordem de classificação da caixa de diálogo “Classificar” do...	294
6.2	Opções para classificação da caixa de diálogo “Classificar” do...	294
6.3	Custo comercial dos modelos selecionados.	297
6.4	Fluxograma da primeira abordagem: seleção do ref. tecnológico.	304
6.5	Fluxograma da segunda abordagem.	310
6.6	Vista superior da pista do teste de usabilidade.	312
6.7	Calibrador de ambiente e painel quadriculado.	313
6.8	Vista superior do posicionamento das câmeras 1 (a) e 2 (b).	314
6.9	Dimensões antropométricas.	315
6.10	Pontos de referência no sujeito e na cadeira de rodas.	322
6.11	Vista superior do percurso A-B (Avanço) e B-A (Retorno).	322
6.12	Planilha “ <i>SUS Scoring Sheet & Reliability Test</i> ” (SAURO, 2011. p.18).	325

LISTA DE FIGURAS

6.13	Planilha “ <i>SUS Scoring Sheet & Reliability Test</i> ” (SAURO, 2011. p.19).	326
6.14	Valor agregado para cada “ <i>Smile Scale</i> ”.	327
6.15	Fluxograma da segunda abordagem: teste de usabilidade.	329
6.16	Cartões dos padrões do movimento de propulsão.	334
6.17	Caixa de configuração do cronômetro.	336
6.18	Caixa de configuração da trajetória.	336
6.19	Cronômetros de impulso (cinza), recuperação (preto) e propulsão...	337
6.20	Sistema de coordenadas cartesianas no plano sagital e marcadores em cruz.	338
6.21	Recurso linha para calibração e medições lineares e lupa.	339
6.22	Fluxograma da terceira abordagem.	341
6.23	Diagrama de forças atuantes na interface tecnológica em plano inclinado.	344
6.24	Perfil da força e propulsão e duração do ciclo. Lombardi Jr e Dedini (2009).	347
6.25	Representações das bases móveis e solidárias aos membros superiores.	348
6.26	Vetores determinantes da equação de vínculos do sistema.	349
6.27	Modelo esquemático das variáveis da propulsão manual.	351
6.28	Simulação da equação no software Matlab ® .	351
6.29	Diagrama do corpo livre para o braço.	353
6.30	Diagrama do corpo livre para o antebraço.	353
6.31	Diagrama do corpo livre para o punho.	353

CAPÍTULO 7, p. 371-414.

7.1	Gráfico de orientação para áreas de risco da pressão arterial.	374
7.2	Posicionamento do sujeito para medição.	374
7.3	Opinião do grupo masculino sobre o manejo da cadeira de rodas.	384
7.4	Opinião do grupo masculino sobre o manejo da cadeira de rodas.	385
7.5	Padrões cinemáticos dos movimentos de propulsão manual.	391
7.6	Amplitude das articulações nos diferentes padrões de propulsão.	397
7.7	Fluxograma das fases do ciclo de propulsão dos padrões circular e laço.	398
7.8	Valores médios e desvio padrão da frequência da propulsão manual.	399
7.9	Parâmetros angulares do sujeito S27-RMS executando o padrão circular.	400
7,10	Angulações do cotovelo nos diferentes padrões de propulsão.	402
7.11	Angulações do punho nos diferentes padrões de propulsão.	403
7.12	Pontos extremos nos diferentes padrões de propulsão.	404
7.13	Angulações do cotovelo nos diferentes padrões de propulsão.	405
7.14	Comparativo da Taxa de Sucesso entre os Padrões de Propulsão.	406
7.15	Traçado cinemático do padrão “arco” do sujeito S21-TBO.	407
7.16	Traçado cinemático do padrão “circular” do sujeito S7-COS.	408

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 8, p. 425-428.

8.1	Angulação da perna esquerda e direita do Sujeito S40-ROM.	419

CAPÍTULO 10, p. 451-458.

10.1	Design conceitual de cadeira de rodas desenvolvido por Jake Eadie.	447

LISTA DE QUADROS

CAPÍTULO 1, p. 49-60.

1.1	Resumo dos capítulos da tese	56

CAPÍTULO 2, p. 61-134.

2.1	Definições de deficiência, incapacidade e desvantagem da CID.	73
2.2	Conceituações e terminologias relatadas na CIF.	75
2.3	Classificação de deficiência física (motora).	78
2.4	Deficiências e os recursos de tecnologia assistiva.	82
2.5	Os dez princípios do bom design de Dieters Rams.	84
2.6	Premissas sugeridas para o design por Donald Norman.	94
2.7	Conceitos do termo tecnologia assistiva.	107
2.8	Cadeira de rodas históricas do século XVII até XIX.	111
2.9	Cadeiras de rodas do Início do século XX.	111
2.10	Cadeiras de rodas da década de 1930 a 1975, um período marcado...	113
2.11	Cadeiras de rodas do ano 1980 a 1986, a cadeira ortoestática...	113
2.12	Cadeiras de rodas do ano 1986 a 2001, aspectos do design social.	115
2.13	As cadeiras de rodas comercializadas no início do século XXI.	115
2.14	Design conceito de cadeiras de rodas do início do século XXI.	117
2.15	As cadeiras de rodas comercializadas para o lazer e prática do esporte...	119
2.16	Amostragem de cadeiras de rodas fabricadas por empresas brasileiras.	122
2.17	Linhas de produtos da Ortomix.	129

CAPÍTULO 3, p. 135-198.

3.1	Problemas da cadeira de rodas e recomendações de projeto.	136
3.2	Orientações para o projeto de cadeira de rodas.	137
3.3	Diretrizes e desdobramentos de projeto para cadeira de rodas.	139
3.4	Diretrizes para o design a partir dos desejos dos idosos.	140
3.5	Patentes americanas de sistemas de propulsão por alavancas.	143
3.6	Recomendações para aumentar a eficiência da propulsão.	150
3.7	Definições de estabilidade estática e dinâmica.	152
3.8	Recomendações para aumentar a estabilidade da cadeira de rodas.	155
3.9	Vantagens e desvantagens do pneu tubular.	157
3.10	Orientações para garantir o conforto da postura sentada.	158
3.11	Orientações para as dimensões do assento.	162
3.12	Benefícios das regulagens em assento de cadeira de rodas.	163
3.13	Necessidades do cadeirante para assentos de cadeira de rodas.	164

LISTA DE QUADROS

3.14	Relações entre as funções biomecânicas e recomendações de projeto...	165
3.15	Aumentar a estabilidade da cadeira de rodas em todas as direções.	166
3.16	Recomendações para o projeto de encosto.	171
3.17	Propriedades morfológicas, clínicas e funcionais do encosto <i>Spex</i> .	172
3.18	Características físicas e morfológicas dos modelos de encostos.	175
3.19	Recomendações projetuais para o apoio de braços.	179
3.20	Recomendações para apoio de pés.	180
3.21	Materiais empregados na estrutura de cadeira de rodas.	184
3.22	Facilitar o transporte da cadeira de rodas.	185
3.23	Aumentar a manobrabilidade em espaços reduzidos.	187
3.24	Aumentar a manobrabilidade sobre superfícies macias.	188
3.25	Aumentar a manobrabilidade sobre obstáculos salientes.	190
3.26	Requisitos necessários para resistência, durabilidade e segurança.	191

CAPÍTULO 4, p. 195-226.

4.1	Critérios para o projeto centrado no usuário.	198
4.2	Diretrizes do contexto de uso.	200
4.3	Requisitos básicos para projeto.	201
4.4	Norma ISO 20282.	205
4.5	Abrangência entre facilidade de uso e usabilidade.	207
4.6	Aplicação da ISO 20282-1:2006(E).	209
4.7	Características dos usuários.	212
4.8	Etapas da sistemática de análise da usabilidade.	214
4.9	Variáveis de medições para a usabilidade.	218
4.10	Estrutura das afirmações no protocolo SUS e aspecto avaliado.	223
4.11	Comparativo entre as classificações das pontuações SUS.	224

CAPÍTULO 5, p. 227-284.

5.1	Fenômenos do comportamento motor normal.	228
5.2	Desenvolvimento motor.	232
5.3	Determinantes provocados pela aquisição de uma deficiência.	234
5.4	Padrões propulsão manual da cadeira de rodas.	235
5.5	Comportamento da propulsão manual em diferentes superfícies.	239
5.6	Deslocamentos lineares dos padrões clássicos de propulsão.	240
5.7	Movimentos da clavícula.	244
5.8	Movimentos do úmero.	247
5.9	Biomecânica da articulação glenoumeral na propulsão.	248

LISTA DE QUADROS

5.10	Principais músculos e movimentos do cotovelo.	251
5.11	Biomecânica da articulação do cotovelo.	253
5.12	Biomecânica da articulação punho.	257
5.13	Principais Músculos e Movimentos da Mão e dos Dedos	261
5.14	Principais Músculos e Movimentos da Coluna Vertebral	269
5.15	Biomecânica do tronco.	272

CAPÍTULO 6, p. 285-370.

6.1	Estruturação sistemática e metodológica da pesquisa.	285
6.2	Categorias de cadeiras de rodas.	289
6.3	Potencial classificatório das cadeiras de rodas.	292
6.4	Crítérios para a classificação das cadeiras de rodas.	295
6.5	Cadeiras de rodas selecionadas e respectivas pontuações.	296
6.6	Relação entre características intangíveis e tangíveis do design.	300
6.7	Classificação dos modelos de cadeira de rodas.	301
6.8	Crítérios de desempate para seleção do referencial tecnológico.	302
6.9	Desempate entre os modelos de cadeira de rodas.	303
6.10	Comparativo entre as escalas.	309
6.11	Sujeitos da pesquisa.	316
6.12	Relação entre tarefas e sistemas da cadeira de rodas.	318
6.13	Roteiro para o teste de usabilidade em cadeira de rodas.	321
6.14	Procedimentos para análise do grau de satisfação.	328
6.15	Roteiro para a coleta dos padrões de movimento.	333
6.16	Parâmetros de análise dos padrões de propulsão.	335
6.17	Tabela de padronização das cores no <i>Kinovea</i> .	337
6.18	Variáveis para o design do sistema de propulsão.	344
6.19	Tabela para percentis estimados.	364
6.20	Variáveis para o design do sistema de deslocamento.	366
6.21	Variáveis para o design do sistema de suporte para o corpo.	367
6.22	Variáveis para o design do sistema estrutural e morfológico.	368

CAPÍTULO 7, p. 371-414.

7.1	Classificação dos sujeitos.	375
7.2	Percentil das variáveis antropométricas.	377
7.3	Dimensionais para projeto de assento/encosto.	379
7.4	Dimensionais para suportes, apoios e pegadas da cadeira de rodas.	380
7.5	Abrangência da numeração de calçado e resultados.	382
7.6	Comparativo entre as dimensões da cadeira com a antropometria.	383
7.7	Opinião dos sujeitos na realização de tarefas básicas.	385

7.8	Resultados obtidos pelo <i>System Usability Scale</i> (SUS).	389
7.9	Intervalo de confiabilidade da pontuação SUS.	391
7.10	Seleção da interface tecnológica para análise do padrão de propulsão.	394
7.11	Resultados da força de acionamento e da mão.	396
7.12	Forças biomecânicas dos membros superiores na propulsão.	397
7.13	Resumo dos resultados dos parâmetros temporais e cinemáticos.	398
7.14	Valores médios e desvios para angulações do cotovelo e pulso.	403
7.15	Comparativo amostral das angulações nos diferentes padrões.	403
7.16	Antropometria para o cálculo da força de acionamento.	412
7.17	Valores antropométricos da interface.	413

CAPÍTULO 9, p. 429-440.

9.1	Recomendações Tecnológicas de Força.	432
9.2	Recomendações Temporais dos Padrões de Propulsão.	432
9.3	Recomendações do Deslocamento Vertical das Articulações.	433
9.4	Recomendações Angulares do Cotovelo e Punho para o Padrão Arco.	433
9.5	Recomendações Angulares do Cotovelo e Punho para Padrão Circular.	434
9.6	Recomendações Angulares do Cotovelo e Punho para o Padrão Laço.	434
9.7	Recomendações Angulares do Cotovelo e Punho para o Padrão Oito.	434
9.8	Recomendações Antropométricas para o Cálculo do Acionamento.	435
9.9	Recomendações Lineares e Angulares da Interface.	435
9.10	Parâmetros Dimensionais para os Membros Superiores.	435
9.11	Recomendações Tecnológicas para às Rodas Motrizes	436
9.12	Recomendações Tecnológicas para os Rodízios	437
9.13	Recomendações Gerais para o Deslocamento e/ou Mobilidade	437
9.14	Recomendações Dimensionais para a Cadeira de Rodas	438
9.15	Recomendações de Materiais para Estrutura de Cadeira de Rodas	439
9.16	Tipos de Acabamentos Superficiais	439
9.17	Recomendações Morfológicas para Design de Cadeira de Rodas	440
9.18	Principais Processos de Fabricação	440
9.19	Recomendações Morfológicas para as Pegas	440

LISTA DE NOMENCLATURAS

AACD	Associação de Assistência a Criança Deficiente
Abergo	Associação Brasileira de Ergonomia
Aberpro	Associação Brasileira de Engenharia de Produção
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ADA	<i>Americans with Disabilities Act</i>
AVD	Atividade da Vida Diária
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CAT	Comitê de Ajudas Técnicas
Ceapat	<i>Centro Estatal de Autonomia Personal y Ajudas Técnicas</i>
CRPM	Cadeira de Rodas de Propulsão Manual
CID	Classificação Internacional de Doenças
CIF	Classificação Internacional de Funcionalidade e Incapacidade e Saúde
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
Contran	Conselho Nacional de Trânsito
Corde	Coord. Nacional para Integração da Pessoa Portadora de Deficiência
CTRS	Centro de Tecnologia da Rede Sarah
ESDI	Escola Superior de Desenho Industrial
EUSTAT	<i>Empowering User Through Assistive Technology</i>
FAU	Faculdade de Arquitetura e Urbanismo da USP
FGV	Fundação Getúlio Vargas
Heart	<i>Horizontal European Activities in Rehabilitation Technology</i>
HfG	<i>Hochschule für Gestaltung</i>
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IBV	Instituto de Biomecânica de Valência
IEA	<i>International Ergonomics Association</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LDBI	Laboratório Brasileiro de Desenho Industrial
MCT	Ministério da Ciência e Tecnologia
MEC	Ministério da Educação e Cultura
MIT	<i>Massachusetts Institute of Technology</i>
MTAS	Ministério do Trabalho e Assuntos Sociais da Espanha
MS	Ministério da Saúde
NBR	Norma Brasileira
NWAA	<i>National Wheelchair Athletic Association</i>

ONU	Organização das Nações Unidas
OMS	Organização Mundial da Saúde
PC	Paralisia Cerebral
PUC	Pontifícia Universidade Católica
SBED	Sociedade Brasileira para o Estudo da Dor
SEDH	Secretaria Especial dos Direitos Humanos
SUS	Sistema Único de Saúde; <i>System Usability Scale</i>
TA	Tecnologia Assistiva
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UERJ	Universidade do Estado do Rio de Janeiro
UFBA	Universidade Federal da Bahia
UFPB	Universidade Federal da Paraíba
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro
UnB	Universidade de Brasília
Unesp	Universidade Estadual Paulista
USP	Universidade de São Paulo
WHO	<i>World Health Organization</i>

LISTA DE APÊNDICES

APÊNDICE A	Fluxograma de Análise da Facilidade de Uso	475
APÊNDICE B	Amplitudes dos Movimentos do Punho e Antebraço	476
APÊNDICE C	Amplitudes Biomecânicas da Propulsão Manual	478
APÊNDICE D	Dimensões para Cadeiras de Rodas	479
APÊNDICE E	Catálogo Iconográfico de Cadeiras de Rodas	481
APÊNDICE F	Ficha de Especificações Técnicas da Cadeira de Rodas	486
APÊNDICE G	Heurística para Classificação das Cadeiras de Rodas	487
APÊNDICE H	Planilha para Classificação das Cadeiras de Rodas de...	488
APÊNDICE I	Classificação das Cadeiras de Rodas	489
APÊNDICE J	Check List para Seleção do Referencial Tecnológico de...	495
APÊNDICE K	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	497
APÊNDICE L	Escala Analógica de Dor	500
APÊNDICE M	Índice de Incapacidade de Oswestry	501
APÊNDICE N	Ficha de Coleta de Dados Antropométricos	503
APÊNDICE O	System Usability Scale (SUS) Padrão	504
APÊNDICE P	System Usability Scale (SUS) Design	505
APÊNDICE Q	Grau de Satisfação das Tarefas Básicas	506
APÊNDICE R	Resultados da Avaliação de Anamnese	507
APÊNDICE S	Resultados das Condições Físicas e Dimensões...	508
APÊNDICE T	Resultados <i>System Usability Scale (SUS)</i> - MASCULINO	510
APÊNDICE U	Resultados <i>System Usability Scale (SUS)</i> - FEMININO	520
APÊNDICE V	Resultados <i>System Usability Scale (SUS)</i> - AMOSTRA	530
APÊNDICE W	Resultados da Avaliação das Tarefas Básicas....	540
APÊNDICE X	Força de Acionamento da Cadeira de Rodas	542
APÊNDICE Z	Forças Biomecânicas do Membro Superior Atuantes na...	543
APÊNDICE AA	Parâmetros Temporais e Cinemáticos dos Padrões de...	544
APÊNDICE AB	Parâmetros Ergonômicos do Movimento de Propulsão...	548
APÊNDICE AC	Parâmetros Ergonômicos para o Cálculo da Força de...	549

APÊNDICE AD	Centro de Gravidade (CG)	550
APÊNDICE AE	Cinemática do Padrão de Propulsão Arco	554
APÊNDICE AF	Cinemática do Padrão de Propulsão Circular	560
APÊNDICE AG	Cinemática do Padrão de Propulsão Laço	566
APÊNDICE AH	Cinemática do Padrão de Propulsão Oito	572
APÊNDICE AI	Angulações do Cotovelo e Punho no Padrão Arco	575
APÊNDICE AJ	Angulações do Cotovelo e Punho no Padrão Circular	581
APÊNDICE AK	Angulações do Cotovelo e Punho no Padrão Laço	587
APÊNDICE AL	Angulações do Cotovelo e Punho no Padrão Oito	593

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A	Princípios do Design Centrado no Usuário (DCU)	597
ANEXO B	Modelo de Relatório para Teste de Usabilidade	599
ANEXO C	Coluna Vertebral	602
ANEXO D	Ficha Técnica dos Equipamentos	603
ANEXO E	Parâmetros Antropométricos	604
ANEXO F	Normas da ABNT para Cadeiras de Rodas	605
ANEXO G	Tabela de Orientação para Seleção de Amostras	606
ANEXO H	Documentações	607
ANEXO I	Notas	610
ANEXO J	Créditos das Figuras	616

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO.....	41
INTRODUÇÃO	45
1 DELINEAMENTO DA PESQUISA.....	49
1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	49
1.2 PROBLEMAS FUNDAMENTAIS.....	50
1.2.1 Subproblemas.....	50
1.3 HIPÓTESE.....	50
1.4 PRESSUPOSTOS	51
1.5 OBJETIVOS.....	52
1.7 DELIMITAÇÕES DA PESQUISA	53
1.8 JUSTIFICATIVAS	53
1.9 CONTRIBUIÇÕES.....	55
1.10 RESUMO DOS CAPÍTULOS	56
1.11 ESQUEMATIZAÇÃO DA PESQUISA.....	59
2 DEFINIÇÕES FUNDAMENTAIS.....	61
2.1 A DEFICIÊNCIA.....	61
2.1.1 Breve Histórico da Deficiência	62
2.1.1.1 A Deficiência no Contexto Mundial.....	62
2.1.1.2 A Deficiência no Brasil	69
2.1.2 Definição de Deficiência e Termos Correlatos	73
2.1.3 Tipos de Deficiência.....	76
2.1.3.1 A Deficiência Motora	77
2.1.3.2 Mobilidade e Acessibilidade	80
2.1.4 As Deficiências versus Recursos Assistivos para Auxílio da Locomoção.....	81
2.2 DESIGN DO PRODUTO	83
2.2.1 Definições e Contextualizações sobre o Design.....	83
2.2.2 Premissas Éticas para um Design Responsável	86
2.2.2.1 Victor Papanek.....	86
2.2.2.2 Gui Bonsiepe	89
2.2.2.3 Donald Arthur Norman	93
2.2.2.4 Nigel Whiteley	96
2.2.2.5 Itiro Iida	98
2.2.2.6 João da Gama Filgueiras Lima, Lelé	101

2.3 TECNOLOGIA ASSISTIVA	103
2.3.1 Cadeira de Rodas	109
2.3.1.1 Classificação das Cadeiras de Rodas	109
2.3.1.2 Tipologias de Cadeiras de Rodas	111
2.3.2 As Cadeiras de Rodas Nacionais.....	121
2.3.2.1 Os Fabricantes no Brasil.....	123
3.3.3 Aspectos Sociais da Cadeira de Rodas	130
2.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	132
3 RECOMENDAÇÕES DE PROJETO PARA O DESIGN DE CADEIRA DE	
RODAS DE PROPULSÃO MANUAL	135
3.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	135
3.2 SISTEMA DE PROPULSÃO MANUAL	142
3.2.1 Sistema de Propulsão por Alavancas e Manivelas.....	142
3.2.2 Aros de Propulsão	146
3.2.3 Propulsionar a Cadeira de Rodas com Eficiência.....	149
3.3 SISTEMA DE DESLOCAMENTO	151
3.3.1 Rodas Traseiras e Rodízios	152
3.4 SISTEMA DE SUPORTE PARA O CORPO	158
3.4.1 Os Tipos de Assentos para Cadeira de Rodas	160
3.4.1.1 Almofadas.....	167
3.4.2 Encosto.....	170
3.4.3 Suporte para Cabeça e Membros Superiores e Inferiores.....	176
3.4.3.1 Apoio para Cabeça	176
3.4.3.2 Apoio para os Braços.....	178
3.4.3.3 Apoio para as Pernas.....	179
3.4.3.4 Apoio para os Pés.....	180
3.5 SISTEMA MORFOLÓGICO E ESTRUTURAL	181
3.5.1 Transportar a Cadeira de Rodas.....	185
3.5.2 Manobrabilidade	186
3.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	192
4 USABILIDADE	195
4.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	195
4.2 DESIGN CENTRADO NO USUÁRIO.....	196
4.2.1 Apresentação.....	196
4.2.2 O Papel do Usuário no Processo de Design	197
4.2.3 Método para o Design Centrado no Usuário	198

4.2.3.1 Planejar o Processo do Design Centrado no Ser Humano	199
4.2.3.2 Especificar o Contexto de Análise de Uso.....	200
4.2.3.3 Especificar o Usuário e Requisitos Básicos de Projeto	201
4.2.3.4 Gerando Soluções de Design	202
4.2.3.5 Avaliação dos Projetos em Relação aos Requisitos.....	203
4.3 A NORMA ISO 20282:2006(E).....	205
4.3.1 Apresentação.....	205
4.3.2 Facilidade de Operação de Produtos de Uso Diário.....	208
4.3.2.1 Escopo.....	208
4.3.2.2 Facilidade de Uso	210
4.3.2.3 Contexto de Uso	211
4.3.2.4 Características dos Usuários	212
4.3.2.5 Sistemática de Análise do Contexto de Uso e das Características dos Usuários	214
4.3.3 Teste para Avaliação da Usabilidade	215
4.3.3.1 Escopo.....	215
4.3.3.2 Método do Teste	216
4.3.3.3 Variáveis de Medições para a Usabilidade.....	218
4.3.3.4 Apresentação dos Dados	218
4.4 ESCALAS	219
4.4.1 Escalas de Likert.....	219
4.4.2 Escala de Satisfação	221
4.4.3 <i>System Usability Scale</i> (SUS).....	222
4.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	226
5 DESENVOLVIMENTO MOTOR, BIOMECÂNICA E TÉCNICAS DE MANEJO EM	
CADEIRAS DE RODAS	227
5.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	227
5.2 DESENVOLVIMENTO MOTOR HUMANO	228
5.2.1 As Restrições ou <i>Constraints</i>	230
5.2.2 O Comportamento Motor Normal e da Pessoa com Deficiência.....	231
5.3 PADRÕES DE MOVIMENTOS DA PROPULSÃO MANUAL.....	235
5.4 BIOMECÂNICA DA PROPULSÃO	242
5.4.1 Estrutura do Ombro	243
5.4.1.1 Articulação Esternoclavicular	244
5.4.1.2 Articulação Acromioclavicular	245
5.4.1.3 Articulação Escapulotorácica	245
5.4.1.4 Articulação Glenoumeral.....	246

5.4.1.5 Biomecânica da Articulação Glenoumeral na Propulsão	247
5.4.2 Estrutura do Cotovelo	249
5.4.2.1 Articulação Umeroulnar, Umerorradial e Radioulnar Proximal.....	249
5.4.2.2 Movimentos no Cotovelo	250
5.4.2.3 Principais Lesões no Cotovelo	252
5.4.2.4 Biomecânica do Cotovelo na Propulsão.....	253
5.4.3 Estrutura do Punho	254
5.4.3.1 Movimentos do Punho	255
5.4.3.2 Biomecânica do Punho na Propulsão	257
5.4.4 Estrutura da Mão	258
5.4.4.1 Articulação Carpo e Intermetacárpica, Metacarpofalangianas e Interfalagianas.....	259
5.4.4.2 Movimentos da Mão.....	260
5.4.4.3 Principais Lesões no Punho e na Mão	262
5.4.4.4 Biomecânica da Mão na Propulsão.....	263
5.4.5 Estruturas e Movimento do Tronco	264
5.4.5.1 Movimentos da Coluna Vertebral	267
5.4.5.2 Principais Lesões na Coluna Vertebral.....	270
5.4.5.3 Biomecânica do Tronco na Propulsão.....	272
5.5 TÉCNICAS DE MANEJO EM CADEIRAS DE RODAS	273
5.5.1 Técnicas de Proteção para Quedas	275
5.5.2 Deslocamento da Cadeira de Rodas.....	276
5.5.2.1 Propulsão para Frente	276
5.5.2.2 Propulsão para Trás.....	278
5.5.3 Técnicas de Frenagem	279
5.5.4 Iniciar a Propulsão e Mudança de Direção.....	280
5.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	282
6 A PESQUISA.....	285
6.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	285
6.2 PRIMEIRA ABORDAGEM: SELEÇÃO DE UM REFERENCIAL TECNOLÓGICO DE CADEIRA DE RODAS DE PROPULSÃO MANUAL	286
6.2.1 Apresentação.....	286
6.2.2 Coleta dos Modelos de Cadeiras de Rodas Produzidas no Brasil: primeira etapa da primeira abordagem	287
6.2.2.1 Procedimentos Metodológicos: materiais, métodos e resultados	290
6.2.3 Elaboração dos Critérios para Classificação dos Modelos: segunda etapa da primeira abordagem	291

6.2.3.1 Procedimentos Metodológicos: materiais, método e tratamento dos dados	293
6.2.3.1.1 Materiais	293
6.2.3.1.2 Método	293
6.2.3.1.3 Resultados	295
6.2.4 Elaboração dos Critérios para Seleção do Referencial Tecnológico: terceira etapa da primeira abordagem.....	298
6.2.4.1 Procedimentos Metodológicos: Materiais, Método e Tratamento dos Dados	299
6.2.4.1.1 Materiais	299
6.2.4.1.2 Método	299
6.2.4.1.3 Resultados	301
6.2.4 Fluxograma da Primeira Abordagem.....	304
6.3 SEGUNDA ABORDAGEM: ANÁLISE DA USABILIDADE DE UM REFERENCIAL TECNOLÓGICO DE CADEIRA DE RODAS DE PROPULSÃO MANUAL	305
6.3.1 Apresentação.....	305
6.3.2 Procedimentos Metodológicos: Materiais, Questões Éticas, Método e Tratamento dos Dados.	306
6.3.2.1 Materiais	306
6.3.2.2 Questões Éticas.....	307
6.3.2.2.1 Protocolos de Anamnese	308
6.3.2.3 Método: Aplicação da ISO 20282-2:2006(E)	310
6.3.2.3.1 Contexto de Uso: Laboratório	311
6.3.2.3.1.1 Preparação do Ambiente do Teste de Usabilidade.....	312
6.3.2.3.1.2 Adequação da Cadeira de Rodas ao Sujeito.....	315
6.3.2.3.1.3 Definição e Classificação dos Sujeitos	316
6.3.2.3.1.4 Identificação das Variáveis de Medição	317
6.3.2.3.1.5 Elaboração do Procedimento Padrão.....	320
6.3.2.3.167 Análise da Efetividade da Operação	323
6.3.3.4 Tratamento dos Dados.....	324
6.3.3.4.1 Análise da Pontuação SUS	324
6.3.3.4.1.1 Calculadora <i>SUSCalc</i>	325
6.3.3.4.2 Análise da Satisfação do Uso da Cadeira de Rodas	327
6.3.5 Fluxograma da Segunda Abordagem.....	329
6.4 TERCEIRA ABORDAGEM: ANÁLISE DOS PADRÕES FUNDAMENTAIS DO MOVIMENTO DE PROPULSÃO MANUAL DE CADEIRAS DE RODAS	330
6.4.1 Apresentação.....	330
6.4.2 Procedimentos Metodológicos: Materiais, Método, Tratamento dos Dados e Resultados	332

6.4.2.1 Materiais	332
6.4.2.2 Método.....	333
6.4.2.3 Análise das Imagens.....	335
6.4.2.3.1 Recursos do Software <i>Kinovea</i>	336
6.4.2.4 Tratamento dos Dados.....	340
6.4.2.4.1 Variáveis Dependentes e Análise Estatística	340
6.4.3 Fluxograma da Terceira Abordagem.....	341
6.5 PROCEDIMENTOS PARA ESTABELECEER AS RECOMENDAÇÕES DE PROJETO...	343
6.5.1 Apresentação.....	343
6.5.2 Sistema de Propulsão Manual	344
6.5.2.1 As Forças Atuantes no Sistema de Propulsão Manual.....	345
6.5.2.1.1 Cálculo da Força de Propulsão	345
6.5.2.1.2 Modelagem do Acionamento Manual	348
6.5.2.2 Análise da Cinemática e Frequência dos Movimentos de Propulsão	360
6.5.2.3 Parâmetros Temporais: Fase de Impulso, Recuperação e Ciclo	362
6.5.2.4 Variáveis Angulares da Postura	362
6.5.2.5 Análise Antropométrica do Cadeirante	363
6.5.3 Sistema de Deslocamento	366
6.5.4 Sistema de Suporte para o Corpo.....	367
6.5.5 Sistema Estrutural e Morfológico	368
6.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	369
7 RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS E ANÁLISE.....	373
7.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	373
7.2 CONDIÇÕES FÍSICAS E ERGONÔMICAS DOS SUJEITOS	374
7.3 O REFERENCIAL TECNOLÓGICO DE CADEIRA DE RODAS	383
7.4 AVALIAÇÕES DAS TAREFAS EXECUTADAS COM A CADEIRA DE RODAS	385
7.5 AVALIAÇÃO DA USABILIDADE DA CADEIRA DE RODAS	389
7.5.1 Validação do Referencial Tecnológico	391
7.6 PADRÕES DE PROPULSÃO	393
7.6.1 Resultados das Forças Atuantes no Sistema.....	396
7.6.1.1 Força de Acionamento da Cadeira de Rodas.....	396
7.6.1.2 Forças Biomecânicas da Propulsão	397
7.6.2 Parâmetros Temporais e Cinemáticos dos Movimentos.....	398
7.6.3 Parâmetros Angulares dos Padrões de Propulsão	402
7.6.4 Taxa de Sucesso	408
7.6.5 Parâmetros Ergonômicos do Acionamento Manual.....	412

7.6.5.1 Antropometria do Acionamento	412
7.6.5.2 Referências Antropométricas e Posturais	413
7.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	414
8 DISCUSSÃO	417
8.1 SOBRE AS CONDIÇÕES FÍSICAS DOS SUJEITOS	417
8.2 SOBRE A CADEIRA DE RODAS DE PROPULSÃO MANUAL	418
8.3 SOBRE A FACILIDADE DE USO E A USABILIDADE	420
8.4 SOBRE OS PADRÕES DE PROPULSÃO	423
8.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	428
9 RECOMENDAÇÕES PARA O DESIGN DE CADEIRA DE RODAS.....	431
9.1 COMPÊNDIO TÉCNICO.....	431
9.1.1 Parte I - Sistema de Propulsão Manual	432
9.1.2 Parte II - Sistema de Deslocamento.....	437
9.1.3 Parte III - Sistema de Suporte para o Corpo	438
9.1.4 Parte IV - Sistema Morfológico e Estrutural.....	439
9.2 CONSIDERAÇÕES FINAIS	441
10 CONCLUSÃO.....	443
10.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	443
10.2 AS RECOMENDAÇÕES TECNOLÓGICAS DE PROJETO	444
10.3 O DESIGN DE CADEIRA DE RODAS DE PROPULSÃO MANUAL.....	445
10.3.1 Uma Visão do Futuro do Design das Cadeiras de Rodas	445
10.3.2 As Características das Cadeiras de Rodas Nacionais.....	448
10.3.3 O Método da Pesquisa e o Método do Design	448
10.4 SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS.....	449
10.5 CONSIDERAÇÕES FINAS	450
REFERÊNCIAS	453
APÊNDICES.....	473
ANEXOS	596
ORAÇÃO.....	625

“Nada neste mundo faz sentido se não tocarmos o coração das pessoas. Se a gente cresce com os golpes duros da vida, também podemos crescer com os toques suaves da alma”.

Cora Coralina

APRESENTAÇÃO

Em 2007, no Programa de Pós-graduação em Design da UNESP, *Campus Bauru*, defendi a dissertação de mestrado intitulada “Recomendações ergonômicas para o projeto de cadeiras de rodas: considerando os aspectos fisiológicos e cognitivos dos idosos”.

A abordagem escolhida na época foi à pessoa idosa, que constitui uma parcela especial da população, cujas condições psicofisiológicas são diferentes da faixa média do cidadão habitualmente estudado e trazem, além das limitações impostas por eventuais patologias, especificidades próprias do processo natural da vida, ou seja, o desgaste do aparelho biomecânico humano.

A pesquisa retratou as carências existentes na área do design para a saúde, cujos estudos ainda hoje se demonstram bastante insuficientes, especialmente considerando as cadeiras de rodas de propulsão manual. Portanto, a presente pesquisa visa a reduzir essas carências, estudando as cadeiras fabricadas no Brasil, a tarefa de propulsão e os conceitos do Design Centrado no Usuário (DCU), promovendo novas recomendações de projeto.

Constatei, em meus estudos (CARRIEL, 2007), que a cadeira de rodas é um objeto secular, havendo registros de seu uso desde a antiguidade. Segundo Rodrigues (1973, v.2, p.596), foi o primeiro produto a ser patenteado no Brasil, em 1882. Foi D. Pedro I quem outorgou a Carta Imperial que dava direitos, por um período de 10 anos, ao Senhor Joaquim Marques de Oliveira e Souza, conforme descrito na Lei de Propriedade Industrial, de 28 de agosto de 1830.

Desde então, as mudanças morfológicas da cadeira de rodas de propulsão manual não foram significativas, se considerarmos os avanços tecnológicos de outros setores industriais. Esse objeto continua provocando, nos usuários, diversos problemas de ordem física e psicológica, que acaba levando essas pessoas ao desinteresse pela vida.

Por questões culturais, imbricadas no estigma da invalidez e da inutilidade, a cadeira de rodas tem elevado índice de reprovação. O objeto só é utilizado em última instância; porém, quando é aceito, traz outros problemas de ordem clínica por consequência do design inadequado, ou ineficiente.

Esse cenário acaba contribuindo para o fortalecimento dos valores estigmatizantes do produto. Entretanto, para a maioria dos deficientes congênitos o objeto tem outro peso, significa liberdade. Liberdade que poderia ser maior se o poder público estivesse empenhado em garantir a acessibilidade às cidades e aos meios de transporte públicos.

Além desses problemas da falta de acessibilidade, outros ligados aos produtos sempre são relatados pelos usuários, tanto na literatura científica, quanto nos comoventes relatos, biografias e autobiografias de pessoas que nasceram, ou se tornaram dependentes de uma cadeira de rodas. As cadeiras de rodas possuem diferentes valores; porém, o mais recorrente sempre é a negação ao uso desse objeto. Mas, em um dado momento, mesmo frente aos problemas, o objeto acaba se tornando essencial na vida dessas pessoas.

Para citar alguns desses valores e momentos, no livro intitulado “Vida sem limites”⁴, escrito por Nick Vujicic (1982-) (FIGURA 1), que nasceu sem braços e pernas, o autor relata que a cadeira de rodas são seus membros e que a sua vida não seria a mesma se não existisse esse equipamento, graças ao qual a cada dia, as dificuldades da deficiência são superadas e os limites ultrapassados.

O inverso aconteceu com o “Super-Homem”, que nasceu com braços e pernas, mas, por consequência do destino, acabou “perdendo-os”. Após um acidente equestre, o ator Christopher Reeve (1952-2004) (FIGURA 2) só reencontrou o sentido da vida no uso de uma cadeira de rodas. No comovente livro de memórias intitulado “Ainda sou eu.”⁵, o ator descreve sobre suas vitórias e derrotas. Quando soube qual era o nível de sua lesão, por exemplo, já tinha noção de como seria o seu futuro e o tipo de cadeira de rodas que iria utilizar.

Há infinitudes de modelos de cadeira de rodas. No livro “Maria de Rodas”⁶, escrito pelas cadeirantes: Carolina Ignarra, Flávia Cintra e Tatiana Rolim, as autoras contam os desafios e os dilemas enfrentados por elas durante a maternidade vivida sobre a cadeira de rodas, ou seja, até hoje a indústria não se preocupou em desenvolver nenhuma cadeira para atender às necessidades do período gestacional.

---

⁴ VUJICIC, N. **Vida sem limites**: inspiração para uma vida absurdamente boa. Trad. Renato Marques de Oliveira. Ribeirão preto, SP: Novo Conceito, 2011.

⁵ REEVE, C. **Ainda sou eu**. Trad. Vera Caputo. São Paulo: DBA Artes Gráficas, 2001.

⁶ IGNARRA, C.; CINTRA, F.; ROLIM, T. **Maria de Rodas**: delícias e desafios na maternidade de mulheres cadeirantes. São Paulo: Scortecci, 2012.

As autoras apontam que os dimensionais do equipamento não acompanham as transformações do corpo provocadas durante a gestação, trazendo muito desconforto e repulsa por esse objeto. No início, para Flávia Cintra, sentar-se numa cadeira de rodas era a imagem do fracasso. O livro também aborda casos positivos e os recorrentes problemas de acessibilidade do nosso país.

FIG. 1

FIG. 2

FIGURA 1 – Nick Vujicic e sua cadeira de rodas.

FIGURA 2 – Christopher Reeve e sua cadeira de rodas.

Adequar as cadeiras de rodas de propulsão manual às diferentes realidades e necessidades dos usuários não é uma tarefa simples e fácil para o designer; pois, além dos aspectos sociais inerentes a esse produto, há muitas variáveis que interferem no seu desenvolvimento, como: as peculiaridades da própria deficiência do indivíduo e a falta de recomendações específicas para o projeto.

Outra história de superação foi retratada na biografia da Deputada Federal Mara Gabrilli (1967-) (FIGURA 3), que fraturou as vértebras C4 e C5, em 1994, em um acidente automobilístico, e perdeu os movimentos de seu corpo, do pescoço para baixo. O livro intitulado “Depois daquele dia”⁷ traz os comoventes dilemas e as experiências de vida de uma pessoa que um dia acordou sem alternativa de escolha, a não ser estar em uma cadeira de rodas. Sua luta é diária para um dia deixar de utilizar esse equipamento.

As realidades presentes nesses relatos biográficos ajudam a compor importantes ideias para o design de cadeira de rodas, como o papel da almofada no assento da cadeira, para evitar escaras e, também, os problemas de acessibilidade

⁷ LACOMBE, M. **Mara Gabrilli**: depois daquele dia. 1. ed. – São Paulo: Benvirá, 2013.

vividos por Mara no Brasil que diferem completamente do hospital em que se tratou nos Estados Unidos, e é desse país que trazemos outra comovente história.

Rick Hoyt nasceu com tetraplegia espasmódica. Um dia, Rick, pediu a seu pai para participar de uma corrida (FIGURA 3). A história retratada no livro “Devoção”⁸ apresenta o amor de um pai para com seu filho. Na época, em 1977, a cadeira de rodas projetada para a corrida era pesada e parecia um misto de carrinho de supermercado e cadeirão. Hoje a dupla de atletas utiliza uma cadeira de alta tecnologia construída em fibra de carbono. A cadeira de rodas, como o ônibus espacial, leva o ser humano a lugares a princípio inimagináveis.

FIG. 3

FIG. 4

FIG. 5

FIGURA 3 – Gabrilli utilizando o elevador de acesso à tribuna da Câmara dos Deputados, (2011).

FIGURA 4 – Jornalista Flávia Cintra em estado gestacional na cadeira de rodas.

FIGURA 5 – Dick Hoyt e Rick na Maratona de Boston, EUA (1981).

A presente pesquisa busca, na essência dessas e de tantas outras emocionantes histórias de vida, elucidar alguns parâmetros técnicos para proporcionar ao projetista de cadeira de rodas subsídios que poderão facilitar a execução do seu trabalho, tornando-o mais crítico diante das reais necessidades desses usuários.

Espera-se que as informações aqui agrupadas resultem, de fato, no design de um produto mais ético e humano e promovam melhores condições de conforto, segurança e mobilidade para as pessoas que necessitam de uma cadeira de rodas para dar sentido à vida.

⁸ HOYT, D. **Devoção**: a história de amor de um pai por seu filho. Trad. Marsely de Marco Martins Dantas. Ribeirão Preto, SP: Editora Novo Conceito, 2011.

INTRODUÇÃO

Esta tese aborda os principais problemas das cadeiras de rodas de propulsão manual, frente à declarada falta de mobilidade e dificuldade de manejo desses equipamentos por seus usuários. Portanto, para entender mais precisamente a origem desses problemas e a relação com o design, iniciou-se a pesquisa com um amplo resgate histórico da deficiência. A deficiência motora é o principal estado físico que leva os indivíduos a utilizarem equipamentos assistivos.

Esse resgate histórico trouxe à tona a importância e as características do Desenho Industrial, ou seja, as responsabilidades dessa área de não só estar preocupada com a elaboração e especificação técnica dos objetos manufaturados industrialmente, mas também, com o estabelecimento de uma cultura material que refletia e ainda reflete o modo de pensar e os valores de cada cultura e de cada povo.

O principal objetivo que se estabeleceu para esta tese está centrado na propositura de levantar e agrupar as recomendações tecnológicas para o projeto de cadeira de rodas, ou seja, a ideia é corroborar para que a fase inicial do projeto desse produto seja mais dinâmica e centrada em conceitos do design, para que esses equipamentos sejam, de fato, mais eficientes, éticos e humanizados.

Outros objetivos tiveram que ser traçados para atingirmos o objetivo principal, ou seja, foi preciso buscar em experimentos laboratoriais o comportamento motor do indivíduo, na realização da propulsão manual da cadeira, pois, esse equipamento é um objeto extremamente complexo por ser uma interface que recebe indivíduos com as mais diferentes condições de saúde.

Organizou-se esta tese em dez capítulos. No capítulo 1, será abordado o “Delineamento da Pesquisa”. Apresentaremos detalhadamente os problemas que motivaram esta investigação, a hipótese, alguns pressupostos teóricos já validando a importância desta pesquisa, os objetivos de forma mais pormenorizada, as delimitações, justificativas e contribuições desta pesquisa. Ao final deste capítulo, também organizou-se um resumo de cada momento da pesquisa e a esquematização dela.

No capítulo 2, denominado de “Definições Fundamentais”, serão abordados três tópicos essenciais para esta tese, a deficiência, o design do produto e o termo

tecnologia assistiva. O subcapítulo, “A Deficiência” trará um breve histórico da deficiência, abordando tanto o contexto mundial, quanto o nacional, os termos técnicos correlatos à deficiência e sua classificação. Somente a deficiência motora será detalhada, pois é a que mais demanda a prescrição da cadeira de rodas. Diante dessa demanda, não se pode deixar de entender os conceitos de mobilidade e acessibilidade.

O subcapítulo “Design do Produto” trará para os leitores ainda não iniciados na área, algumas definições e contextualizações; porém, o foco dessa parte é estabelecer as premissas éticas para um design responsável. Para isso, buscaram-se os conceitos nos pensamentos de alguns ícones do design, como: Victor Papanek (1927-1998), Gui Bonsiepe (1934-), Donald A. Norman (1935-), Nigel Whiteley e os brasileiros Itiro Iida e João da Gama Filgueiras de Lima (1932-), mais conhecido como Lelé.

Depois de compreendidas essas premissas do design responsável, o subcapítulo, “Tecnologia Assistiva”, trará a compreensão legal para esse termo e a classificação e diferentes tipos de cadeira de rodas. Um subcapítulo foi dedicado, exclusivamente, para a indústria nacional de cadeira de rodas e neste tópico será apresentado a atual conjuntura desse produto no Brasil. Ao término do capítulo, será possível compreender os aspectos sociais da cadeira de rodas e o papel do design na construção desse produto.

O capítulo 3 trará algumas recomendações de projeto para cadeira de rodas, consolidadas pela literatura científica. Essa parte foi subdividida diante dos sistemas que compõem a cadeira de rodas, ou seja, sistema de propulsão, de apoio para o corpo, de deslocamento, estrutural e morfológico.

O sistema de propulsão manual são os componentes mecânicos utilizados para transmitir a força muscular do usuário para as rodas. O conjunto das rodas, os rodízios e os freios compreendem o sistema de deslocamento. Já os sistemas de suporte para o corpo são: o assento, o encosto e demais dispositivos que apoiam, basicamente, a cabeça, os braços, as pernas e os pés. O sistema morfológico e estrutural está relacionado, respectivamente, ao formato da cadeira e à armação, geralmente construída em tubos metálicos. Os aspectos do transporte e manobrabilidade da cadeira de rodas também serão tratados.

No capítulo 4, discutir-se-ão os conceitos metódicos do Design Centrado no Usuário (DCU), ou seja, explicitaremos o papel do usuário de cadeira de rodas no

processo de design. O método abrange o planejamento, a especificação do contexto de uso do produto, as características físicas e cognitivas do usuário, as soluções de design e como avaliar os projetos em relação a esses requisitos.

As ideias do Design Centrado no Usuário (DCU) foram utilizadas juntamente com os conceitos presentes na norma ISO 20282:2006(E), para colaborar no entendimento da facilidade de operação da cadeira de rodas. Esses conceitos trouxeram maior confiabilidade para estabelecer a facilidade e o contexto de uso, as características dos usuários e a forma de análise desses elementos. A segunda parte dessa norma propõe um método de teste de usabilidade, elucida as variáveis de medições e a forma de apresentação desses dados.

Ainda neste capítulo, uma revisão sobre escalas Likert e de satisfação será apresentada, além do método *System Usability Scale (SUS)*. Esse método foi o instrumento utilizado para verificar se a hipótese de que as cadeiras de rodas de propulsão manual são ineficientes para a mobilidade e para o conforto dos usuários em potencial.

Entretanto, para avaliar a usabilidade, é preciso entender mais alguns conceitos e o capítulo 5 traz essas teorias elucidando, brevemente, o desenvolvimento motor, a biomecânica da propulsão manual e as técnicas de manejo da cadeira de rodas. O desenvolvimento motor depende da maturação do indivíduo, o qual é influenciado pelas restrições (*constraints*) que podem estar associadas ao sujeito, ao ambiente e à tarefa. Neste caso, o capítulo traz uma reflexão sobre o comportamento motor da pessoa com e sem deficiência e as particularidades dessas interferências no processo de design do produto.

Depois de compreendido o desenvolvimento motor, o subcapítulo, “Padrões de Movimentos da Propulsão Manual”, trará as características e as influências desses diferentes padrões, no desempenho das Atividades da Vida Diária (AVDs). Para isso, foi preciso compreender a biomecânica das articulações dos membros superiores e do tronco, e como essas articulações se comportam na execução do movimento.

O capítulo abordará a biomecânica do ombro, do cotovelo, do punho, da mão e do tronco e as principais lesões provocadas nessas articulações, por consequências dos movimentos repetitivos, gerados pela autopropulsão da cadeira de rodas. Essas lesões interferem no manejo da cadeira e, ao final deste capítulo,

algumas técnicas de proteção, propulsão, frenagem e mudança de direção serão apresentadas.

Essas informações, se utilizadas corretamente, serão essenciais para a segurança dos usuários e mostra a precariedade atual do design das cadeiras de rodas. É preciso estabelecer técnicas, por exemplo, para evitar quedas devido à instabilidade do sistema.

No capítulo 6, intitulado “A Pesquisa”, discutiremos as particularidades do método sistemático, que foi organizado em três abordagens. A primeira abordagem traz os critérios que se utilizou para classificação e seleção do referencial tecnológico de cadeira de rodas, inicialmente com uma amostra de 250 modelos de cadeira de rodas.

No subcapítulo, referente à segunda abordagem, apresentaremos as questões éticas que envolvem a pesquisa, e a aplicação da norma ISO 20282-2:2006(E), para a análise da usabilidade da cadeira de rodas. Partes dos procedimentos definidos nesta etapa também serão utilizados para a realização da terceira abordagem, que consiste em analisar os quatro padrões de movimento da propulsão manual da cadeira de rodas.

O capítulo 7 e 8 trazem, respectivamente, os resultados e a discussão desses resultados no âmbito da pesquisa. No capítulo 8, articulam-se todos os elementos que compõem essa pesquisa científica, contrastando-os, somando-os e criando confrontações e corroborações. O resultado final dessa articulação será apresentado pelo capítulo 9, denominado de “Compêndio Técnico”, que agrupa as principais recomendações de projeto levantadas por esta tese.

Por fim, o capítulo 10 trará as conclusões da tese, elucidando se a pesquisa alcançou seus objetivos inicialmente estabelecidos, se a hipótese foi comprovada, ou refutada. O capítulo se estende num discurso sobre as recomendações tecnológicas de projeto levantadas e sua aplicação no design de cadeiras de rodas de propulsão manual.

Ainda, para cumprir o que foi inicialmente estabelecido no delineamento da pesquisa, o capítulo traz as características gerais das cadeiras de rodas nacionais e uma visão do pesquisador sobre o futuro para esses equipamentos no Brasil, especialmente, abarcando as questões culturais e os estigmas sociais que estão impregnados no design da cadeira de rodas. E, para finalizar, serão apresentadas algumas sugestões de temas para pesquisas futuras, as quais surgiram no decorrer do desenvolvimento desta tese e não puderam ser elucidadas.

1 DELINEAMENTO DA PESQUISA

1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Este capítulo tem por objetivo apresentar o delineamento da tese, ou seja, as questões que motivaram o desenvolvimento desta investigação, a hipótese, as justificativas e os pressupostos que validam o desenvolvimento deste estudo.

Diante da complexidade do produto cadeira de rodas de propulsão manual, decorrente de seus múltiplos aspectos e de suas interfaces, o estudo teve sua abrangência e limitações pré-definidas.

Considerando os princípios de design defendidos por Gui Bonsiepe (BONSIEPE, 1978), foi realizada uma análise da eficiência das cadeiras de rodas de propulsão manual, comparando as características técnicas coletadas nos catálogos e/ou manuais dos produtos com as normalizações vigentes.

Para estudar as possibilidades de ampliação do grau de mobilidade desses equipamentos, foi feito amplo levantamento das várias propostas ligadas ao tema e descritas na literatura acadêmica disponível e, ainda, os principais conceitos de design utilizados para o desenvolvimento desses produtos.

Neste tópico, também foram apresentados os objetivos gerais e específicos do trabalho, os quais estão diretamente relacionados com a ineficiência das cadeiras de rodas para a mobilidade, cujos problemas serão explorados nos capítulos que sucedem este delineamento.

O item "Contribuições" abordará o grau de ineditismo e outros pontos relevantes que se pretendem promover. Vale ressaltar que esta tese foi fundamentada no método indutivo.

Também serão apresentados os resumos dos capítulos que compõem a tese e, para uma leitura rápida, será apresentado um esquema do desenvolvimento da pesquisa e, a partir desse esquema, será possível observar a concatenação que existe entre cada um dos capítulos desenvolvidos.

1.2 PROBLEMAS FUNDAMENTAIS

Problema 1 – Quais as recomendações tecnológicas de projeto disponíveis até o presente momento para o desenvolvimento de cadeiras de rodas de propulsão manual e como enriquecê-las, visando a ampliar o grau de mobilidade dos usuários desse produto?

Problema 2 – Como devem ser sistematizadas metodologicamente essas recomendações, visando a sua aplicação no design dessa categoria de produtos?

1.2.1 Subproblemas

Para o detalhamento dos problemas fundamentais, foram explorados mais três desdobramentos, caracterizados como subproblemas do estudo proposto. Os subproblemas são:

1. Como compor um compêndio técnico com recomendações relevantes para aplicação no design de cadeiras de rodas?
2. Quais as características das cadeiras de rodas de propulsão manual produzidas e comercializadas no Brasil, à luz das normas nacionais e internacionais;
3. Qual foi a contribuição do método de design apresentado pela ISO 20282:2006(E) para a metodologia proposta neste trabalho.

1.3 HIPÓTESE

Os sistemas mecânicos e ergonômicos das cadeiras de rodas de propulsão manual têm baixa eficiência e não atendem plenamente às necessidades de usabilidade do usuário em seu transporte e locomoção.

Levando em consideração o design e a ergonomia, pretendemos aprimorar e ampliar o grau de mobilidade desse produto, propondo recomendações de projeto para os seguintes sistemas que o compõem:

1. Sistema de propulsão manual consiste na combinação dos componentes mecânicos que servem para transmitir a força muscular do usuário para as rodas;
2. Sistema de deslocamento compreende o conjunto de elementos compostos pelas rodas, pelo sistema de direção e de frenagem.
3. Sistema de suporte para o corpo consiste no assento, encosto e demais dispositivos de apoio para os braços, pernas, panturrilhas, pés e cabeça.
4. Sistema morfológico e estrutural consiste no formato do monobloco e no sistema estrutural, o que pode ser rígido, com elementos soldados, ou articulados em "X", denominado sanfonado ou pantográfico.

1.5 PRESSUPOSTOS

Estudos revelam que o campo direcionado aos recursos de Tecnologia Assistiva (TA) no Brasil ainda é pouco explorado do ponto de vista do design e exige alta demanda de pesquisa (PASCHOARELLI *et al.*, 2005; MALLIN, 2004, p. 194; GOMES FILHO, 2003, p. 78). A urgência em desenvolver essas pesquisas está relacionada com o aumento das populações que apresentam necessidades específicas para a locomoção e que necessitam de recursos de Tecnologia Assistiva para minimizá-las ou neutralizá-las.

Em meus estudos (CARRIEL, 2007), aponto que a qualidade de vida dos idosos será bastante comprometida, se não houver preocupação, por parte da indústria em atender as necessidades desses indivíduos. Já está estatisticamente comprovado por censos demográficos que esse grupo apresenta índices significativos, em comparação com as demais faixas etárias da sociedade (IBGE, 2000; 2010).

1.6 OBJETIVOS

O objetivo geral (FIGURA 1.1) deste trabalho foi propor recomendações de projeto para o aumento da eficiência da mobilidade das cadeiras de rodas de propulsão manual, que pode ser realizado a partir de um adequado design do produto.

O objetivo específico (FIGURA 1.1) foi estudar as diferentes formas de propulsão da cadeira de rodas e a facilidade de uso e resgatar desse estudo recomendações técnicas e propor sua aplicação com um direcionamento metodológico e sistemático, que permita incrementar a eficiência dos projetos de recursos de tecnologia assistiva, particularmente das cadeiras de rodas de propulsão manual.

A viabilidade deste objetivo pode ser verificada em vários estudos como, por exemplo, as comprovações de Ganança (2006) que mostram, por meio de uma biofotogrametria computadorizada, que as intervenções do design realizadas na morfologia do assento de uma específica cadeira de rodas, melhoraram significativamente as condições posturais da coluna vertebral do usuário, portador de seqüela de escoliose, além de melhorar sua qualidade de vida.

FIGURA 1.1 – Objeto, Questão e Temática da Pesquisa.

1.7 DELIMITAÇÕES DA PESQUISA

Entre as tipologias de cadeiras de rodas de propulsão manual, foram considerados como objeto de estudo somente aqueles produtos direcionados para auxílio das Atividades da Vida Diária (AVDs) e hospitalares.

Assim, foram excluídas desse estudo as cadeiras de rodas direcionadas para o lazer, para uso sanitário e as específicas, direcionadas para o tratamento da reabilitação da saúde, como das crianças com Paralisia Cerebral (PC).

Outros fatores limitantes na pesquisa foram as variantes que existem dentro da própria deficiência motora. Considerando as várias modalidades de incapacidade motora, consideramos neste trabalho, apenas os indivíduos que possuíssem condições físicas para autopropulsionar uma cadeira de rodas.

1.8 JUSTIFICATIVAS

Os estudos de Bertonecello & Gomes (2002), que analisaram seis modelos nacionais de cadeiras de rodas de propulsão manual, mostraram sua ineficiência por não atender, de forma satisfatória, a algumas necessidades básicas dos usuários e nem sua adequada mobilidade. Mostraram que todos os produtos apresentavam problemas de adaptação e de uso, particularmente pela instabilidade do sistema de suporte para o corpo e pela dificuldade de posicionamento estático e dinâmico.

Para Conti (in: BATTISTELLA, 2010), os produtos assistivos, até a década de 1990, apresentavam poucos recursos de adaptação às necessidades do usuário; ou seja, eram muito básicos. Hoje, várias cadeiras de rodas comercializadas apresentam regulagem *tilt* (ajuste do ângulo do assento) e possibilidades de ajuste do centro de gravidade, conseguido por meio do posicionamento da roda traseira. Atualmente há, também, projetos customizados que permitem atender à antropometria específica de cada usuário.

Estudos mais recentes (MAIA, 2011; ABREU, 2010; CARRIEL, 2007; GANANÇA, 2006; ALVARENGA, 2006) mostram que as cadeiras de rodas ainda apresentam grande ineficiência em relação aos aspectos estéticos, de segurança, de autonomia e de conforto. Segundo Abreu (2010), as necessidades do usuário de cadeiras de rodas se restringem à diminuição do tamanho do produto, na melhoria

do conforto do conjunto assento e encosto, na diminuição do desgaste e na agilidade do equipamento, ou seja, na mobilidade.

Frente a esse breve panorama, julgamos relevante o estudo dos sistemas de propulsão manual, visando a permitir ao usuário a aplicação de uma força biomecânica menor. Esta condição é especialmente relevante, quando o estado de saúde do usuário estiver comprometido por alguma doença ou trauma.

Deseja-se, também, que o sistema de deslocamento das cadeiras de rodas de propulsão manual, composto pelas rodas e pelo sistema de direção e frenagem, não dificulte a mobilidade, ao permitir que as rodas e rodízios entalem em frestas de piso, ou que dificultem a direção e as manobras. Da mesma forma, os dispositivos de frenagem devem estar ao alcance do usuário e devem ser confortáveis e seguros.

O sistema de suporte para o corpo, definido pelo assento, encosto, apoios de braços, pernas e pés e demais acessórios, devem ter uma adequada ergonomia, garantindo o conforto do usuário. Devem, ao mesmo tempo, garantir a estabilidade do sistema e um visual agradável. Como apontam Abreu (2010) e Carriel (2007), as queixas de desconforto nas pernas e nos assentos e encosto são constantes, fatores que contribuem para o aumento dos riscos acidentários.

Assim, o que caracterizou e justificou a presente pesquisa foi a possibilidade de organizar e sistematizar novos conhecimentos e elencar recomendações básicas, que possam incrementar as condições para o projeto de cadeiras de rodas de propulsão manual. Segundo Alvarenga (2006), as muitas variáveis para a elaboração deste produto conduzem a uma complexidade projetual e, assim, a busca por uma sistemática própria para o seu design pode resultar em um projeto mais eficiente.

Finalmente, observamos que uma correta aplicação metodológica do design também deve atender às questões do meio ambiente, da economia de energia, da reutilização de materiais e apresentar os impactos éticos e culturais que uma nova concepção de produto provocaria na sociedade.

1.9 CONTRIBUIÇÕES

A principal contribuição deste trabalho foi a proposição de recomendações de projeto, visando a melhores condições de mobilidade para os usuários de cadeiras de rodas e a elaboração de procedimentos metodológicos e roteiros coerentes e eficazes para a sua aplicação.

Os requisitos de projeto levantados por este trabalho poderão ser diretrizes, para que os designers de cadeiras de rodas desenvolvam produtos mais eficientes e dignos, atendendo, primeiramente, às necessidades de locomoção dos usuários e, em um segundo momento, às prescrições médicas de um programa de promoção da saúde.

Esta tese traz, também, uma reflexão sobre o futuro das cadeiras de rodas de propulsão manual no Brasil, considerando o contexto histórico deste objeto, os avanços tecnológicos dos materiais empregados em sua construção, os processos de fabricação e as representações socioculturais que este objeto tem para a sociedade contemporânea.

1.10 RESUMO DOS CAPÍTULOS

QUADRO 1.1 – Resumo dos Capítulos da Tese

1 Delineamento da Pesquisa: Capítulo pormenorizado da estrutura da tese. Nele serão apresentados os objetivos, a hipótese e as abordagens da pesquisa.	Este capítulo traz de forma detalhada as questões que motivaram o desenvolvimento dessa investigação. Constitui a hipótese deste estudo que os sistemas mecânicos e ergonômicos das cadeiras de rodas de propulsão manual têm baixa eficiência para a mobilidade. Portanto, o objetivo principal desta tese é levantar recomendações de projeto para ampliar a eficiência a partir do design de produto. O trabalho foi fundamentado na revisão da literatura, englobando os seguintes tópicos: deficiência, design de produto, tecnologia assistiva, padrão fundamental da propulsão e biomecânica. A pesquisa foi estruturada em três abordagens, sendo respectivamente a seleção de um referencial tecnológico de cadeira de rodas, a análise da usabilidade e o estudo dos diferentes padrões fundamentais da propulsão manual.
2 Definições Fundamentais: Este capítulo foi dividido em três partes, sendo de caráter exploratório, e traz as definições fundamentais da tese, ou seja, os conceitos de deficiência, do design de produto e do termo tecnologia assistiva que clarifica o objeto cadeira de rodas.	2.1 Deficiência: A primeira parte teve por objetivo trazer um entendimento de deficiência e das particularidades na questão da mobilidade. Descreveu-se, a partir de um contexto histórico e cultural, como a deficiência foi tratada pelos diferentes povos no passado e como ela está sendo vista hoje. Nesta parte, ainda foi apresentado um quadro com os tipos de deficiências, dando ênfase à deficiência motora, que demanda estudos para o design de cadeira de rodas de propulsão manual. 2.2 Design de Produto: Na segunda parte, por meio de um breve contexto histórico e biográfico, definiu-se a atividade de design e as contribuições que Victor Papanek, Gui Bonsiepe, Nigel Whiteley, Donald Norman, Itiro Iida e João da Gama Filgueiras de Lima, o Lelé, trazem para o projeto de equipamentos assistivos, em especial para as Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual. 2.3 Tecnologia Assistiva: Por fim, na terceira parte deste capítulo, definiu-se o termo “Tecnologia Assistiva” que leva à qualificação do objeto “Cadeira de Rodas”. Ainda, elaboraram-se, em linhas gerais, os aspectos políticos e socioculturais desse objeto no Brasil.
3 Recomendações de Projeto para o Design de Cadeira de Rodas de Propulsão Manual: Este capítulo compreende a revisão da literatura científica disponível, abrangendo os cinco sistemas que compõem uma cadeira de rodas de propulsão manual. Esses sistemas são: 1) sistema de propulsão manual; 2) Sistema de deslocamento; 3) Sistema de Suporte para o Corpo ; 4) Sistema Estrutural e Morfológico.	3.1 Sistema de Propulsão Manual: Foram detalhadas, neste subcapítulo, as diferentes formas mecânicas de propulsão da cadeira de rodas, como os sistemas por alavancas, manivelas, e aros. Os mais comuns nas cadeiras de rodas brasileiras são aros de propulsão, elementos responsáveis para transferir a força biomecânica para as rodas e gerar o deslocamento. Nesta revisão, foram abordadas as vantagens e desvantagens de diversas recomendações de projeto, para ampliar a eficiência da propulsão e, consequentemente, o conforto e a segurança do usuário da cadeira de rodas. 3.2 Sistema de Deslocamento: Os principais elementos do sistema de deslocamento são as rodas e rodízios da cadeira. Além do deslocamento, esses elementos são responsáveis pela estabilidade estática e dinâmica. Portanto, neste subcapítulo apresentou-se uma revisão sobre as recomendações para aumentar a estabilidade dianteira, posterior e lateral da cadeira e apresentaram-se as respectivas vantagens e desvantagens. Também, foram abordadas algumas especificações técnicas dos elementos que compõem esse sistema, como: pneu, eixo de sustentação, estrutura raiada e do cubo da roda. 3.3 Sistema de Suporte para o Corpo: O sistema de suporte para o corpo é a interface tecnológica que está diretamente em contato com o usuário. Portanto, conhecer a morfologia desses elementos foi essencial para estabelecer o conforto e uma postura correta do indivíduo. O design desses elementos está diretamente relacionado aos princípios da prevenção, manutenção e reabilitação da saúde. A revisão bibliográfica trouxe diferentes tipos de assentos, almofadas e encostos, como também, as particularidades dos suportes para a cabeça e membros superiores e inferiores. 3.4 Sistema Estrutural e Morfológico: Neste subcapítulo, compreendeu-se a importância da aplicação de diferentes tipos de materiais na estrutura da cadeira de rodas. Foram apresentados diferentes modelos de monobloco (quadro) para cadeira de rodas e as propriedades mecânicas dos principais materiais empregados neste elemento. Discutiremos recomendações projetuais tanto para a facilidade no transporte da cadeira de rodas quanto para a manobrabilidade em diferentes ambientes. Por fim, este capítulo foi encerrado com um quadro apresentando alguns requisitos para garantir a resistência, durabilidade e segurança da cadeira de rodas.

4 Usabilidade: Este capítulo traz os conceitos de Design Centrado no Usuário, Usabilidade e Facilidade de Uso. Discutem-se detalhadamente as particularidades da norma ISO 20282, a qual foi utilizada como base metodológica da pesquisa. Por fim, este capítulo traz uma breve revisão dos tipos de escalas e o método <i>System Usability Scale</i> (SUS).	4.1 Design Centrado no Usuário (DCU): Trata-se de um método de projeto participativo e multidisciplinar, ou seja, o usuário e outros profissionais participam do processo de desenvolvimento. Nesta parte, estudaram-se os conceitos presentes na norma ABNT NBR ISO 9241-210:2011, cujas etapas são: planejamento, especificação do contexto de uso do produto, dos usuários e dos requisitos básicos de projeto, elaboração de soluções e avaliação. 4.2 ISO 20282: Esta norma se divide em quatro partes. Aplicaram-se neste estudo, apenas a parte 1 e 2. A primeira parte fornece requisitos e recomendações para a facilidade de uso para o desenvolvimento de produto do cotidiano. A segunda parte propõe um método para a medição da facilidade de uso (usabilidade) de produtos do cotidiano. 4.3 Escalas: Estudaram-se a Escala de Likert, Satisfação, e o protocolo <i>System Usability Scale</i> (SUS), cuja base está fundamentada na Escala de Likert, com cinco níveis de satisfação. Além dos formulários para análise das tarefas, elaborou-se para essa pesquisa um protocolo específico, para tabulação dos dados coletados nos experimentos laboratoriais.
5 Padrões Fundamentais de Movimento para Propulsão Manual de Cadeiras de Rodas: Este é o último capítulo da revisão bibliográfica. Os tópicos trazem conceitos importantes de outra área do conhecimento, os quais contribuíram, para que as recomendações de projeto para cadeira de rodas de propulsão manual fossem estabelecidas de forma precisa, especialmente, no que tange às formas de propulsão manual, biomecânica e o manejo do equipamento.	5.1 Desenvolvimento Motor Humano: Este subcapítulo traz conceitos importantes para o entendimento do comportamento motor humano, especialmente, o da pessoa com deficiência, para o desenvolvimento de cadeiras de rodas de propulsão manual. O comportamento está atrelado ao aprendizado, ao controle e ao desenvolvimento de novas habilidades, também às restrições do indivíduo, do ambiente e da própria tecnologia de apoio. Portanto, este subcapítulo corrobora para um melhor entendimento da interface tecnológica estudada. 5.2 Padrões do Movimento de Propulsão Manual: Todo ser humano desenvolve um padrão natural de movimento. Estudos apontam quatro tipos de padrão de propulsão, ou seja, em formato de arco, circular, laço e oito. Quando os padrões são aplicados na mesma morfologia de aros propulsores, alguns movimentos mostram-se mais eficientes e eficazes que outros. Portanto, as especificidades dos diferentes padrões orientou estabelecer diferentes recomendações de projeto para o sistema de propulsão manual. 5.3 Biomecânica da Propulsão Manual: Os limites biomecânicos humanos são parâmetros que devem ser conhecidos para a projeção de dispositivos mecânicos, para apoio, acionamento e deslocamento. Neste subcapítulo, a ênfase foi dada às articulações do braço. Esses segmentos músculos-esqueléticos, juntamente com o tronco, transmitem o acionamento para gerar o deslocamento da cadeira de rodas. Portanto, essa revisão elucidará a biomecânica do ombro, cotovelo, punho e da mão na propulsão manual. Também, serão apresentados o papel do tronco nesse processo e as principais lesões que podem surgir nessas estruturas. 5.4 Técnicas para a Propulsão Manual de Cadeira de Rodas: Neste capítulo, serão apresentadas algumas técnicas de manejo para o uso da cadeira de rodas convencional, tanto na prática de esporte, quanto no cotidiano. O intuito deste subcapítulo foi entender melhor como se dá o uso da cadeira de rodas e, a partir desse entendimento, gerar reflexão crítica e projetuais, para ampliar a eficiência desses equipamentos para as Atividades da Vida Diária (AVDs).
6 A Pesquisa: Este capítulo traz o desenvolvimento sistemático e metodológico, para comprovação da hipótese. Foram elaboradas três abordagens, sendo a primeira abordagem a “Seleção de um Referencial Tecnológico de Cadeira de Rodas de Propulsão manual”. A segunda abordagem, a “Análise da usabilidade da Cadeira de Rodas” e, a terceira e última abordagem, tratou da “Análise dos Padrões Fundamentais do Movimento de Propulsão Manual de Cadeira de Rodas”	6.1 Abordagem 1: Nesta abordagem, selecionou-se um referencial tecnológico de cadeira de rodas manual, com melhor design. Foram estudadas 101 modelos de cadeira de cinco fabricantes nacionais e, em um primeiro momento, criou-se uma heurística para classificar a amostra, e dois modelos de cada fabricante foram selecionados. Os dez modelos passaram por uma segunda classificação, agora levando em consideração os “Dez princípios do bom design” proposto por Dieters Rams. O modelo selecionado obteve 62 pontos de um total de 81 pontos, em 34 itens avaliados. 6.2 Abordagem 2: Para verificar a usabilidade da Cadeira de Rodas utilizou-se o <i>System Usability Scale</i> (SUS), mediu-se a antropometria e o grau de satisfação. Participaram desse procedimento 43 sujeitos, com e sem deficiência e de ambos os gêneros. O objetivo dessa abordagem foi comprovar que a cadeira de rodas de propulsão manual necessita de modificações morfológicas para atender às necessidades dos usuários. 6.3 Abordagem 3: Nesta terceira etapa, os sujeitos foram filmados executando os quatro tipos de padrão de propulsão. A análise foi realizada com o software <i>Kinovea</i> e compararam-se os parâmetros de força, temporais e de frequência dos movimentos, com o objetivo de estabelecer recomendações de projeto. Os resultados apresentados passaram por um tratamento estatístico descritivo. 6.4 Procedimentos para Estabelecer as Recomendações de Projeto: Este subcapítulo teve por objetivo apresentar a organização dos dados coletados no compêndio técnico e os cinco sistemas da cadeira de rodas de propulsão manual foram contemplados. Para melhor compreensão, alguns itens, como o cálculo da força de propulsão, parâmetros temporais e os procedimentos para a análise das imagens foram detalhados.

7 Resultados: Este capítulo apresenta os resultados obtidos no teste de usabilidade juntos aos sujeitos. Diante dos protocolos estabelecidos, os sujeitos foram questionados sobre o grau de satisfação no uso da cadeira de rodas. Também elucidamos o grau de usabilidade do produto até então desconhecido. E, finalmente, o desempenho desses sujeitos na execução dos diferentes padrões de propulsão da cadeira de rodas. Todos esses resultados foram confrontados com os disponíveis na literatura científica revisada.	7.1 Considerações Físicas e Ergonômicas dos Sujeitos: Este subcapítulo descreve sobre as condições físicas e o desempenho dos 43 sujeitos que participaram como voluntários. Verificou-se que os indivíduos possuíam condições físicas favoráveis para manejar a cadeira de rodas. Diante dos dimensionais antropométricos coletados, estabeleceram-se os percentis das variáveis ergonômicas, os quais foram utilizados para gerar as recomendações para o projeto do sistema de propulsão, suporte para o corpo e estrutural. 7.2 O Referencial Tecnológico de Cadeira de Rodas: As variáveis antropométricas determinadas pelo subcapítulo anterior possibilitou a análise do referencial tecnológico selecionado e constatou-se que as dimensões do produto estão compatíveis com as normas e dentro dos parâmetros percentis; porém, constatou-se que da forma que foi fabricada não atende plenamente à população. Esta análise mapeia as características da cadeira de rodas. 7.3 As Tarefas Executadas com a Cadeira de Rodas: Nesta parte, estudaram-se dez tarefas básicas e verificou-se que a facilidade de uso varia entre os gêneros, ou seja, há tanto concordâncias, quanto divergências entre as opiniões dos sujeitos dos gêneros masculinos com a dos femininos. Conhecer e entender essas divergências contribuem para uma reflexão projetual de cadeira de rodas, pois, como o produto é utilizado para ambos os gêneros, é preciso buscar uma igualdade e uma neutralidade, para que o produto atenda a essas particularidades, vindas das diferenças entre os gêneros. 7.4 Usabilidade da Cadeira de Rodas: Tópico essencial para a verificação da hipótese. Nele são apresentados os resultados obtidos pelo protocolo SUS padrão e adaptado. Constatou-se que o protocolo adaptado foi bem construído, para medir a usabilidade da cadeira de rodas. Neste subcapítulo serão desvendados os índices "SUS" da cadeira de rodas de propulsão manual, utilizada como referencial tecnológico. Esse índice representa a medição do grau de usabilidade do produto, pela primeira vez apresentado no Brasil. 7.5 Padrões da Propulsão: Selecionou-se 24 sujeitos para analisar os diferentes padrões de propulsão da cadeira de rodas. Os resultados brutos obtidos contradizem a literatura científica; porém, os resultados se alteram após uma análise crítica da cinemática do movimento. Esse estudo possibilitou a elaboração de recomendações de projeto, visando a uma melhor eficiência da interface e atendendo aos limites biomecânicos da propulsão manual. Obtiveram-se com esta análise, variáveis dimensionais lineares, angulares, temporais e posturais.
8 Discussões	Trata-se do capítulo mais importante da tese. Nele serão apresentadas e discutidas as inferências pré-determinadas no início da pesquisa. Frente aos dados experimentais coletados, discutir-se-ão as condições físicas e antropométricas dos sujeitos, sobre a qualidade da cadeira de rodas de propulsão manual para a mobilidade, a qual foi selecionada como sendo um referencial tecnológico. É neste capítulo que daremos sentido a todos os tópicos levantados pela revisão da literatura, pelas opiniões e desempenho dos sujeitos. Iremos articular os achados teóricos, com os práticos, no intuito de estabelecer novas corroborações e confrontações para o campo do design de cadeira de rodas. Por fim, este capítulo trata de um preâmbulo para os dados que serão apresentados pelo capítulo 9.
9 Recomendações para o Design de Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual:	Este capítulo trata de um adendo técnico, denominado de "Compêndio Técnico". Nele são agrupados todos os levantamentos realizados nesta investigação, que podem ser úteis para o desenvolvimento de cadeira de rodas de propulsão manual. O capítulo está organizado em quatro partes, cujas informações foram organizadas com quadros. Portanto, cada uma dessas partes, refere-se aos sistemas que compõem a cadeira de rodas, ou seja, (1) sistema de propulsão manual, (2) deslocamento, (3) apoio para o corpo, (4) estrutural e morfológico. Os dados presentes neste compêndio mesclam os conhecimentos trazidos da revisão da literatura, das normas técnicas nacionais e internacionais e da experiência desenvolvida com um modelo de cadeira de rodas selecionado como um referencial tecnológico selecionado.
10 Conclusão	Este capítulo elucida se as premissas inicialmente estabelecidas foram comprovadas ou refutadas. Está dividido em cinco subcapítulos que abrange os principais pontos discutidos nesta tese, ou seja, trazemos a conclusão sobre as recomendações de projeto, uma visão sobre o futuro das cadeiras de rodas de propulsão manual no Brasil. Dedidou-se um tópico sobre as características das cadeiras de rodas nacionais, especialmente, daquelas pesquisadas nesta investigação. Trazemos uma conclusão da relação do método empregado nesta pesquisa e a sua influência na sistemática metodológica do desenvolvimento de produto. Por conta da complexidade do objeto estudado, algumas indagações e dúvidas levantadas durante o desenvolvimento da tese não puderam ser esclarecidas. Agrupamos essas dúvidas para futuras pesquisas e, por fim, deixamos as considerações finais sobre o projeto de cadeira de rodas de propulsão manual.

1.11 ESQUEMATIZAÇÃO DA PESQUISA

FIGURA 1.2 – Esquema da Pesquisa

2 DEFINIÇÕES FUNDAMENTAIS

2.1 A DEFICIÊNCIA

Contextualizar a deficiência no âmbito desta pesquisa se faz necessário, visto que este estado de saúde está diretamente relacionado ao objeto de estudo cadeira de rodas e, também, pela imagem que o termo “deficiente” carrega na concepção das pessoas de tempos mais remotos.

A definição de deficiência é uma das fontes norteadoras do que se pretende com este trabalho, ou seja, estabelecer diretrizes mais sólidas para o desenvolvimento do design de produtos para a saúde, em especial para as cadeiras de rodas de propulsão manual.

A deficiência pode acometer o indivíduo desde o nascimento, ou em qualquer fase da vida: ela impede, ou torna mais difícil a realização de determinadas tarefas, a exemplo da locomoção; e é neste momento que tais diferenças são vistas negativamente por grande parte da sociedade, instaurando, assim, o caráter preconceituoso da deficiência.

Vash (1988, p. 4) aponta diferentes fatores que contribuem para ampliar esse preconceito, e destaca o tipo, a gravidade e estabilidade da deficiência, o gênero, o temperamento e a autoestima do indivíduo, a inexistência de apoio familiar, a baixa renda, as políticas públicas e, finalmente, as tecnologias disponíveis.

Diante dos itens apontados pela autora, o presente trabalho abordará os recursos de tecnologia assistiva, em especial, as cadeiras de rodas de propulsão manual. Para se ter um paralelo entre a deficiência e a tecnologia e entender quando, como e quais artefatos assistivos começaram a suprir a incapacidade motora do ser humano, é válido resgatar essas respostas do contexto histórico, tendo em vista validar a importância do papel do design do produto, no desenvolvimento de recursos materiais para a deficiência.

O contexto histórico da deficiência será apresentado com foco nas deficiências físicas (motoras), com o objetivo de entender, diante das premissas fundamentais apresentadas, o papel social das cadeiras de rodas de propulsão manual e, conseqüentemente, a responsabilidade que os designers têm no desenvolvimento de produtos mais éticos e humanizados.

2.1.1 Breve Histórico da Deficiência

2.1.1.1 A Deficiência no Contexto Mundial

Na história das civilizações, os egípcios foram os primeiros povos a fazer o registro de sua medicina. Segundo Silva (1986, p.57), o papiro de Erbers (FIGURA 2.1 e 2.2) é um dos mais antigos e consideráveis documentos encontrados: nele há um pequeno tratado sobre o diagnóstico da deficiência física (motora) e sensorial.

Nos papiros, contendo ensinamentos morais, ressaltava-se a necessidade de se respeitarem as pessoas com deficiências, as quais, na época, integravam as diferentes e hierarquizadas classes sociais do Egito Antigo, o que afirma Gugel (2007), frente às evidências arqueológicas.

FIG. 2.1

FIG. 2.2

FIGURA 2.1 – Georg Moritz Ebers (1837-1898).

FIGURA 2.2 – Papiro de Ebers, Propriedade da Universidade de Leipzig.

Já para os hebreus, os deficientes eram tidos como impuros, a deficiência era associada ao pecado e, como consequência disso, essas pessoas eram excluídas da sociedade e passavam a viver em pobreza extrema, na dependência de terceiros e à mercê de soluções naturais e espirituais. Começa, então, o estereótipo de que a pessoa com deficiência é incapaz de realizar qualquer tarefa.

Na Grécia, a deficiência foi retratada mitologicamente na figura de Hefesto (FIGURA 2.3 e 2.4), o deus do fogo, das artes manuais, da metalurgia e das indústrias. Mesmo com tantos atributos, Hefesto foi ridicularizado pelos demais deuses do Panteão por consequência de sua deformidade. Nos épicos, *Ilíada* e

Odisséia, Homero (FIGURA 2.5) descreve com detalhes a deficiência presente na perna atrofiada de Hefesto.

FIG. 2.3

FIG. 2.4

FIG. 2.5

FIGURA 2.3 – O ilustre coxo, Hefesto, da Mitologia Grega.

FIGURA 2.4 – Busto de Homero, poeta da Grécia Antiga.

FIGURA 2.5 – Vaso grego com Hefesto, Museu de Arte de Toledo, Ohio, EUA.

Segundo Silva (1986, p.128), mesmo o assistencialismo público na área da saúde tendo sido pioneiro na Grécia, valorizando a figura da pessoa com deficiência na sociedade, as Leis do Império Romano eram cruéis e permitiam aos pais de recém-nascidos com deficiências abandonar essas crianças na beira de rios, ou em lugares sagrados, se assim desejassem.

Com instauração da “*Pax Romana*”, por Augusto Cesar, em 29 a.C. e o surgimento do Cristianismo, muitas coisas mudaram no Império Romano. Para a ocorrência dessas mudanças, vale destacar a “*Praecepta Médica*” de Samonicus, uma espécie de enciclopédia da farmacologia, o decreto do Imperador Galerius que estabelecia a não perseguição aos cristãos e a libertação daqueles que estavam presos. E também, a Lei de Constantino, em 315 d.C., que estabelecia, na base dos princípios cristãos, o respeito à vida, proibindo o abandono dos recém-nascidos com deficiências.

Silva e Dessen (2001) se reportam aos estudos realizados por Isaías Pessoti (1984) e Maria Salete Aranha (1991, 1995), pois ambos os autores contextualizam a deficiência em uma linha histórica, e partem da Antiguidade, destacando os ideais morais da sociedade, em que a eugenia e a perfeição do indivíduo eram extremamente valorizadas, passando pelo assistencialismo ambíguo da Idade Média.

Neste período da Idade Média, as pessoas com deficiências, ao mesmo tempo em que eram acolhidas pelos princípios da doutrina cristã, em instituições de caridade, sofriam punições, torturas e diversos tipos de maus-tratos, como sessões de exorcismo (FIGURA 2.6) e, mesmo assim, segundo Schwartzman (2003), acabavam sendo jogados na fogueira, por ainda serem consideradas obras do demônio.

FIGURA 2.6 – O exorcismo de um catecúmeno com malformações congênitas.

Aqueles que conseguiam escapar dessas atrocidades, e que apresentavam alguma amputação, buscavam no uso da prótese, além da estética corporal e motora, mascarar a deficiência, para não serem novamente perseguidos, principalmente pelos turcos. Silva (1986, p. 180) menciona que em documentos do Império Bizantino há relatos do uso de próteses de metal para braços, pernas de madeira e até mesmo nariz e orelhas artificiais (FIGURA 2.7 e 2.8).

FIG. 2.7

FIG. 2.8

FIGURA 2.7 – Prótese em madeira e couro de dedos de uma múmia egípcia datado do ano 600 a.C.

FIGURA 2.8 – Cavaleiro alemão Goetz von Berlichingen (1480-1562)

As chances de vida para as crianças que nasciam com deficiências físicas na Idade Média eram reduzidas; além de serem criadas segregadas das demais, eram ridicularizadas e desprezadas. Esse período foi marcado pelo misticismo e total ignorância, especialmente em relação às pessoas deficientes.

Até o século XVIII, a precariedade da gestão hospitalar e a absoluta ignorância no trato dos deficientes dominaram aqueles que dependiam de cadeira de rodas para locomoção, os quais ficavam à mercê da sorte.

A deficiência começou a ter um incipiente progresso a partir do século XIX, com a criação do sistema de escrita em Braille, na França e nos EUA, bem como com a construção de centros médicos especializados na assistência aos soldados da Guerra Civil Americana, contribuindo para o progresso da medicina de reabilitação.

A Guerra da Secessão foi um marco para a entrada da cadeira de rodas na América; porém, na história da deficiência, o artefato cadeira de rodas aparece já no século XVI, com a adaptação de rodas no trono do Rei Phillip II, da Espanha, em 1595 (FIGURA 2.9), que foi acometido por uma enfermidade que o impedia de se locomover. E o mais antigo dado do uso de cadeira de rodas está em uma imagem gravada em um sarcófago chinês, datado do ano 526 d.C. (FIGURA 2.10).

Na Alemanha, um relojoeiro, que era paraplégico, chamado Stephen Farfler, então com 22 anos, desenvolveu, inspirando-se no projeto de Johan Haustach, o artefato que é considerado a primeira invenção da cadeira de rodas, sendo a propulsão desse artefato realizada por uma manivela acionada pelas mãos (FIGURA 2.11).

FIG. 2.9

FIG. 2.10

FIG. 2.11

FIGURA 2.9 – Trono adaptado do Rei Phillip II da Espanha, 1595.

FIGURA 2.10 – Inscrição de uma Cadeira de Rodas gravada em um sarcófago chinês, 525 d.C.

FIGURA 2.11 – Cadeira de Rodas desenvolvida por Stephen Farfler, 1655.

Helen Adams Keller (FIGURA 2.12) nasceu no final do século XIX, e perdeu a visão ainda na infância. Foi orientada por Anne Sullivan na linguagem dos sinais e se tornou um exemplo de superação e símbolo de dedicação, por iniciar uma campanha para estabelecer os direitos de todas as pessoas com deficiências.

Garcia (2011) apontou que, no século XX, a assistência e a qualidade do tratamento do deficiente obteve um avanço significativo no desenvolvimento das especialidades e dos programas de reabilitação. O autor ainda ressalta que a integração do deficiente não é um processo contínuo e homogêneo; a postura da sociedade é diferente de um país para o outro, num mesmo período.

Areosa (2007) informou que o impacto das Guerras Mundiais levou a Inglaterra a criar a Comissão Central da Grã-Bretanha para o Cuidado do Deficiente, cuja missão era cuidar dos soldados feridos em combate e reabilitá-los. O mesmo fez os Estados Unidos com programas semelhantes.

Por consequência da crise econômica provocada pela Primeira Guerra Mundial surgiram, em alguns países da Europa, como Itália, Alemanha, Portugal e Espanha, sistemas políticos, econômicos e sociais com características antidemocráticas, que cultuavam a força física, a censura, a xenofobia e a violência contra as minorias sociais, inclusive com os deficientes físicos.

Na Alemanha, por exemplo, os deficientes físicos e mentais eram eliminados pelos nazistas, que os consideravam aberrações genéticas, e um perigo biológico para a pureza da raça ariana. Em 1939, os médicos nazistas criaram o programa *Aktion T-4* para eliminar os deficientes e, também, desenvolver experimentos cruéis com essas pessoas.

Os integrantes da Família Ovitzs (FIGURA 2.13), um grupo de artistas judeus e anões, foram cobaias do médico Josef Mengele (FIGURA 2.14), que os retirou da câmara de gás em Auschwitz-Birkenau. O objetivo não era só de descobrir as causas do nanismo, mas demonstrar a teoria racial, dizendo que a raça judia havia degenerado em um povo de anões e aleijados.

O médico Josef Mengele ficou conhecido como o “Anjo da Morte”, responsável por realizar testes genéticos em pessoas deficientes. Em 1963, teria chegado ao Brasil, na cidade de Cândido Godói, no Rio Grande do Sul, onde se ofereceu para tratar de gestantes e lhes dar drogas experimentais (Revista Época, 22 jan. 2009).

Segundo estudos do historiador argentino Camarasa (2008), o médico alemão foi o responsável por esta cidade possuir o maior índice de gêmeos do país, pois, o primeiro casal de gêmeos nasceu justamente em 1963 e, na maioria dos casos, as crianças nascem loiras e de olhos azuis, modelo considerado ideal por Adolf Hitler.

FIG. 2.12

FIG. 2.13

FIG. 2.14

FIGURA 2.12 – Helen Adams Keller (1880-1968).

FIGURA 2.13 – Família Ovitzs: Elizabeth, Perla, Rozika, Frieda, Franziska and Avram

FIGURA 2.14 – Médico nazista Josef Mengele (1911-1979)

As atrocidades desse período histórico deveriam ter ficado no passado, porém, os deficientes ainda sofrem com os resquícios de preconceito, desrespeito e exclusão social, ora provocados pela ignorância do próprio ser humano, ora pelos serviços e produtos que foram mal projetados e deixam de atender, de forma honesta, digna e eficiente, às necessidades dessas pessoas.

Entretanto, a tecnologia aplicada no design de recursos assistivos, mesmo que incipiente, vem ganhando destaque, especialmente, para os atletas paralímpicos. Um dos exemplos desse avanço é o produto desenvolvido pela Nike específico para as próteses em fibra de carbono, em formato de lâmina, como as utilizadas pelo atleta sulafricano Oscar Pistorius e pelo brasileiro Alan Fonteles.

A Nike desenvolveu uma sola, denominada “*Nike Sole*” (FIGURA 2.15), para a prótese “*Flex-Run*” da Össur (FIGURA 2.16), produto composto por três camadas integradas, que inclui sola, entressola e um acabamento de uretano termoplástico, chamado *aeroply*, elemento que separa a sola da prótese. A sola ainda possui uma lingueta para vestir e nove abas em nylon que agarram na lâmina da prótese com muita facilidade.

FIG. 2.15

FIG. 2.16

FIG. 2.17

FIGURA 2.15 – Camadas da sola para prótese desenvolvido pela Nike.

FIGURA 2.16 – Vista lateral da sola vestida na prótese.

FIGURA 2.17 – Prótese modelo lâmina da Össur.

No âmbito das cadeiras de rodas, o avanço também é bastante lento, principalmente se considerarmos o design morfológico do equipamento, pois, possuem um desenho arcaico e antiquado que nos reporta há tempos remotos. A cadeira de rodas, além de ser um equipamento com sérios problemas para facilidade de uso, está impregnada de estigmas que causam estranheza, dificultando a aceitação da pessoa, quando se encontra em uma nova condição de vida.

2.1.1.2 A Deficiência no Brasil

Figueira (2008) investigou a deficiência no Brasil, descrevendo seus principais aspectos. Partindo da rejeição dos indígenas com as pessoas com deficiências, abordou sobre os maus tratos aplicados aos escravos, às doenças incapacitantes, sobre as políticas de exclusão e assistencialista e, também, tratou da consolidação da deficiência como doença que perdura até os dias de hoje.

O documentário Hakani (FIGURA 2.18), produzido por Cunningham (2008) conta a história da Índia de uma tribo semi-isolada do sul da Amazônia, da etnia Suruwaha, que foi enterrada viva por ter nascido deficiente. Para os Suruwaha, os deficientes são seres sem alma, gerados por um espírito mau e a morte é a única solução.

Os costumes, crenças e tradições indígenas devem ser respeitados; porém, o documentário nos reporta aos absurdos da Idade Média, que entendia a deficiência como castigo dos deuses e, também, aos arbitrários pensamentos eugênicos nazistas. Para Garcia (2011), o infanticídio indígena de deficientes, gêmeos e filhos de mães solteiras, provoca uma contradição para o paradigma social e para os direitos humanos, no contexto do respeito e dignidade às pessoas com deficiência.

Outra contradição é a dos negros trazidos da África para serem escravizados nos engenhos de açúcar e fazendas de café do Brasil, transportados em condições desumanas e com precariedade sanitária, nos porões dos navios, levando-os à morte ou a adquirir doenças incapacitantes. Quando chegavam ao Brasil, viviam em senzalas, sofriam maus tratos e eram vitimados com castigos como o açoite e a mutilação, tudo previsto em lei e com o consentimento da Igreja Católica.

Nesse período, nasceu Antonio Francisco Lisboa (FIGURA 2.19), filho de um respeitável mestre de obras e arquiteto português com sua escrava, e tornou-se um dos maiores artistas do Barroco Brasileiro. “*O Aleijadinho*”, embora tenha nascido escravo, não foi a escravidão que o deixou deficiente. Aos 40 anos, adquiriu uma doença que retirou os movimentos de suas mãos e pés e, mesmo com essas limitações, continuou trabalhando e realizando uma das mais belas coleções de arte.

A escravidão dos negros foi outro viés que determinou a deficiência no Brasil. Só teve o seu fim quando a Lei Áurea foi assinada pela Princesa Isabel, em 13 de maio de 1888, garantindo a liberdade total a todos os escravos e abolindo de vez essa prática social neste país.

Segundo Figueira (2008), os colonizadores portugueses, quando chegaram ao Brasil, sofreram com as condições climáticas dos trópicos e com a quantidade de insetos. Essas características repercutiram na saúde e bem-estar dos europeus, provocando enfermidades que os levavam a severas limitações físicas e sensoriais, sendo comuns os casos de deformidades congênitas ou adquiridas. A precariedade do tratamento, também, estava presente nessa época.

No período do Império, foram as revoltas regionais e a Guerra do Paraguai que debilitou muitos brasileiros. Foi a pedido do General Duque de Caxias que o Governo Imperial inaugurou em, 29 de julho de 1868, o “*Asilo de Inválidos da Pátria*”, (FIGURA 2.20) no Rio de Janeiro, que funcionou de forma precária por um período de 107 anos, sendo desativado em 1976.

FIG. 2.18

FIG. 2.19

FIG. 2.20

FIGURA 2.18 – Capa do documentário “Hakani: uma voz pela vida”.

FIGURA 2.19 – Antonio Francisco Lisboa, “O Aleijadinho” (1738-1814).

FIGURA 2.20 – Inválidos da Pátria, Ilha do Bom Jesus/RJ (1909)

Nesse período, também foi instalado o “*Imperial Instituto dos Meninos Cegos*”, (1854) marcando, de forma explícita, que a deficiência era arbitrariamente entendida como sendo uma doença e esse pensamento ficou acampado por todo o Século XX.

O avanço da medicina proporcionou melhores condições de reabilitação e instalações de centros de referências, como o Hospital das Clínicas (1944), a Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) (1950), que foi idealizada e fundada pelo Dr. Renato da Costa Bonfim (RAMOS; CASALIS, 2007. p.3) (FIGURA 2.21).

A Fundação para o Livro do Cego no Brasil, instituído em 1946, trouxe contribuições para o tratamento adequado às necessidades dos cegos, oferecendo condições para o desenvolvimento individual, no âmbito social, educacional e econômico, visando à inclusão do deficiente. Em 1991, passou a chamar-se Fundação Dorina Nowill para Cegos, em homenagem a sua idealizadora (FIGURA 2.22).

Outra referência foi o legado deixado por Sarah Luísa Lemos Kubitschek de Oliveira, esposa do Presidente Juscelino Kubitschek, que fundou a Organização das Pioneiras Sociais (1960) e realizou uma notável obra de assistencialismo que, mais tarde, vinha a se tornar a Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação; um exemplo não só para a área de medicina de reabilitação, mas também para a área do design e arquitetura. O professor João Filgueiras de Lima (Lelé), que desenvolveu os prédios e mobiliários exclusivos para esses hospitais.

O Hospital de Reabilitação e Anomalias Craniofaciais (Centrinho) foi idealizado por um grupo de professores da Faculdade de Odontologia de Bauru, no início da década de 1970, para oferecer atendimento às pessoas com malformação congênita labiopalatal. Em 1976 foi institucionalizado e foi destacado como "Centro de Excelência no Atendimento", pela Universidade de São Paulo e como referência mundial, pela Organização Mundial da Saúde (OMS).

FIG. 2.21

FIG. 2.22

FIG. 2.23

FIGURA 2.21 – Renato da Costa Bonfim (1901-1976).

FIGURA 2.22 – Dorina de Gouveia Nowill (1919-2010).

FIGURA 2.23 – Ana Rita de Paula (1962-)

Na história da deficiência no Brasil, outra personagem importante é a paulistana e psicóloga Dr^a. Ana Rita de Paula (FIGURA 2.23) condecorada pela Universidade de São Paulo (2001) e pelo Governo Brasileiro (2004), em reconhecimento a sua militância em garantir os direitos dos deficientes. Ana defende a ideia do Desenho Universal e ressalta que ainda é preciso lutar muito para que os espaços públicos inacessíveis sejam adaptados.

Atualmente, novos centros de reabilitação da AACD foram implantados no Brasil, graças às campanhas do Teleton⁹ que coloca a televisão como principal coadjuvante na promoção e conscientização social da deficiência.

Pelo Decreto n°. 52.973, o Governo do Estado de São Paulo criou a Rede de Reabilitação Lucy Montoro (2008), um centro de saúde direcionado para o atendimento das pessoas com deficiências físicas, ou doenças potencialmente incapacitantes. Embora os centros e as pesquisas na área da medicina de reabilitação estejam avançando, ainda há muito a ser feito, especialmente, no campo do design para a saúde.

Ribas (2011, p. 19) afirma que a deficiência jamais foi um tema de pesquisa relevante no Brasil, e aqueles que escrevem sobre o assunto ficam na superficialidade, contribuem de forma desconexa, por desconhecer os documentos nacionais e internacionais, e esses estudos acabam não elucidando a realidade da deficiência no país.

Frente a essa afirmativa, Dodd (2011, p.200) aponta que o desenvolvimento e produção na área do design para a saúde mostram-se urgentes, pois, são raras as contribuições e o pensamento integrado dos profissionais da área do design com os da área da saúde.

Por fim, destaca que essa breve incursão no histórico da deficiência possibilitou compreender que os deficientes têm por Lei o direito de sua inclusão social, e que o design é essencial nesse processo e faz-se presente desde tempos mais remotos na produção material dos artefatos assistivos. Portanto, com este trabalho, buscar-se-á, com responsabilidade e profundidade, abranger os pressupostos da deficiência para contribuir na evolução do campo do design e, conseqüentemente, na qualidade de vida dessas pessoas.

---

⁹ Teleton foi criado pelo ator Jerry Lewis, nos Estados Unidos em 1966, que teve um filho deficiente físico. Trata-se de uma maratona televisiva, que busca arrecadar fundos e conscientizar a população a respeito das possibilidades de um deficiente físico, gerando grande mobilização social. Disponível em: < <http://www.aacd.org.br/teleton.aspx> > Acessado 05 out. 2013.

2.1.2 Definição de Deficiência e Termos Correlatos

Diante do contexto histórico apresentado, percebe-se que a deficiência não advém somente de uma doença, mas também de fatores sociais e ambientais, os quais trazem ao indivíduo deficiente uma incapacidade funcional caracterizada pelas dificuldades no desempenho das Atividades da Vida Diária (AVDs).

Essa incapacidade coloca o indivíduo em um cenário de desvantagem perante aqueles que não apresentam uma deficiência. Para compreender esses termos, Amiralian *et al.* (2000, p. 98) trazem essas definições no âmbito da Classificação Internacional de Doenças (CID), incluindo os termos deficiência (*impairment*), incapacidade (*disability*) e desvantagem (*handicap*), que podem ser vistos no QUADRO 2.1, a seguir.

QUADRO 2.1 – Definições de Deficiência, Incapacidade e Desvantagem da CID.

TERMO	DEFINIÇÃO
Deficiência (<i>impairment</i>)	É a perda ou anormalidade de estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica, temporária ou permanente. Incluem-se nessas ocorrências de uma anomalia, defeito ou perda de um membro, órgão, tecido ou qualquer outra estrutura do corpo, inclusive das funções mentais. Representa a exteriorização de um estado patológico, refletindo um distúrbio orgânico, uma perturbação no órgão.
Incapacidade (<i>disability</i>)	É a restrição, resultante de uma deficiência, da habilidade para desempenhar uma atividade considerada normal para o ser humano. Surge como consequência direta ou é resposta do indivíduo a uma deficiência psicológica, física, sensorial ou outra. Representa a objetivação da deficiência e reflete os distúrbios da própria pessoa, nas atividades e comportamentos essenciais à vida diária.
Desvantagem (<i>handicap</i>)	É o prejuízo para o indivíduo, resultante de uma deficiência ou de uma incapacidade, que limita ou impede o desempenho de papéis, de acordo com a idade, gênero, fatores sociais e culturais. Caracteriza-se por uma discordância entre a capacidade individual de realização e as expectativas dos indivíduos ou do seu grupo social. Representa a socialização da deficiência e relaciona-se às dificuldades nas habilidades de sobrevivência.

Fonte: Adaptado de Amiralian *et al.* (2000, p. 98)

Farias e Buchalla (2005, p. 189) citam o modelo linear proposto pela CID (FIGURA 17), que demonstra ser a desvantagem decorrente da incapacidade, a qual foi provocada por uma deficiência que surgiu de uma doença. Esse modelo não contempla os fatores sociais e ambientais.

Em 2001, a Organização Mundial da Saúde (OMS) publicou a Classificação Internacional de Funcionalidade e Incapacidade e Saúde (CIF), que descreve a deficiência pela sua funcionalidade e incapacidade. A FIGURA 2.24 mostra um fluxograma que mescla os conceitos propostos por ambos os documentos, ou seja, a CID e a CIF.

FIGURA 2.24 – Modelo linear da CID e abordagem biopsicossocial da CIF para a deficiência.

Ainda segundo Farias e Buchalla (2005, p. 189), a funcionalidade é utilizada no aspecto positivo, enquanto que a incapacidade corresponde ao aspecto negativo da deficiência. Para as autoras, “a incapacidade é resultante da interação entre a disfunção apresentada pelo indivíduo, a limitação de suas atividades e a restrição na participação social e dos fatores ambientais que podem atuar como facilitadores, ou barreiras para o desempenho dessas atividades e da participação”.

O entendimento de deficiência proposto pela CIF é mais abrangente, pois contempla, além dos aspectos de saúde, os aspectos psicológicos e sociais, os quais são influenciados pelos fatores ambientais, que são caracterizados pelos ambientes físicos, sociais e de atitudes. Vale ressaltar que a Organização Mundial da Saúde (OMS) aponta que ambos os conceitos são complementares, pois fornecem um quadro mais completo de entendimento da deficiência.

Portanto, a deficiência trata de anormalidades dos órgãos, sistemas e das estruturas corporais, os quais podem provocar diferentes incapacidades, como de falar, ouvir, de se comunicar, de locomoção, de aprendizado, entre outras. Cada uma dessas incapacidades gera diferentes limitações, ou desvantagens ao indivíduo.

Para exemplificar, essas limitações ou desvantagens podem ser de orientação, de independência física, de mobilidade e de capacidade ocupacional. Atualmente, o indivíduo com deficiência deve ser visto não mais pela sua incapacidade e sim pela sua capacidade funcional, conforme mostra o QUADRO 2.2, a seguir.

QUADRO 2.2 – Conceituações e Terminologias Relatadas na CIF

Componente	Funções do Corpo Estrutura do Corpo	Atividade	Participação	Fatores Ambientais
Definição	Funções do corpo são as funções fisiológicas dos sistemas do corpo (incluindo as funções mentais) Estruturas do corpo são as partes anatômicas do corpo	Atividade é a execução de tarefas realizadas no dia a dia de um indivíduo	Participação é o envolvimento numa situação da vida social	Compreende os fatores externos do meio ambiente onde a pessoa vive
FUNCIONALIDADE				
Aspecto Positivo	Integridade Funcional e Estrutural	Atividade	Participação	Facilitadores
INCAPACIDADE				
Aspecto Negativo	Deficiência	Limitação da Atividade	Restrição da Participação	Barreiras e Obstáculos

Fonte: Adaptado de Farias e Buchalla (2005).

Pode-se afirmar que o presente trabalho pretende contribuir para a funcionalidade, trazendo recomendações para o desenvolvimento de recursos de tecnologia assistiva, em especial para as cadeiras de rodas, com a proposta de ampliar o grau de locomoção de seus usuários.

O objetivo é garantir com qualidade e eficiência o desenvolvimento do design de cadeiras de rodas de propulsão manual para que esses produtos ajam, de fato, como facilitadores diante de obstáculos enfrentados pelos deficientes, especificamente nas limitações de mobilidade provocada pela deficiência motora.

Esse tópico proporcionou ao presente estudo, além do entendimento das particularidades da deficiência, uma coerência na padronização da terminologia científica, que advém da área da saúde. Embora o uso da classificação da CIF seja ainda bastante complexo, é importante destacar que o cuidado com a terminologia deve sempre existir, especialmente quando essas terminologias forem agregadas em áreas distantes das quais foram criadas, como o design de produto.

2.1.3 Tipos de Deficiência

A CIF elaborada pela OMS, como já visto no tópico anterior, trata de uma referência de padronização para as terminologias; porém, seu uso ainda é incipiente até mesmo por profissionais da área médica. Segundo Abate (2011, p. 62), ainda não há, no Brasil, documentos oficiais que apresentem uma definição concisa e formal dos tipos de deficiência.

No Censo Demográfico realizado pelo IBGE em 2000, foram utilizadas cinco classificações para mapear a deficiência da população brasileira; ou seja, a deficiência poderia ser classificada pelos respondentes em mental, visual, auditiva, motora e física, ainda com quatro opções para definir o respectivo grau de severidade.

Já no Censo de 2010, o item correspondente à deficiência física foi retirado da pesquisa, pois as terminologias empregadas foram definidas pelo aspecto positivo da funcionalidade, de acordo com a CIF.

Neste trabalho, os estudos foram direcionados para a deficiência motora, por estar diretamente relacionada aos problemas de mobilidade e por apresentar evidências no uso de recursos de tecnologia assistiva para locomoção, em especial das cadeiras de rodas de propulsão manual.

2.1.3.1 A Deficiência Motora

A deficiência motora é a perda total, ou parcial dos movimentos biomecânicos dos membros superiores e inferiores que decorre, na maior parte das vezes de um problema físico ou de uma lesão cerebral. Essa deficiência pode ser tanto congênita quanto adquirida.

Souza (1994, p. 18) define a deficiência motora como sendo a disfunção ou interrupção dos movimentos de um ou mais membros: superiores, inferiores ou ambos e, conforme o grau do comprometimento ou tipo de acometimento, tem-se a paralisia ou paresia.

A paralisia se refere à perda da capacidade de contração muscular voluntária, por interrupção funcional ou orgânica, em um ponto qualquer da via motora, que pode ir do córtex cerebral até o próprio músculo; paralisia é quando todo movimento nestas proporções são impossíveis.

Emprega-se o termo paresia quando o movimento está apenas limitado ou fraco. O termo paresia vem do grego “*paresis*” e significa relaxação, debilidade. Nos casos de paresias, a motilidade se apresenta apenas num padrão abaixo do normal, no que se refere à força muscular, precisão do movimento, amplitude do movimento e a resistência muscular localizada, ou seja, refere-se a um comprometimento parcial, a uma semiparalisia.

Essa disfunção irá afetar o indivíduo no que diz respeito à mobilidade, à coordenação motora ou à fala. Esse tipo de deficiência pode ser proveniente de lesões neurológicas ou neuromusculares, ortopédicas, amputações, artropatias e, ainda, de má formação congênita.

Os fatores de risco, que levam à deficiência motora, segundo dados levantados pelo Ministério da Saúde (MS), são os acidentes de trânsito, desportivos e de trabalho, os erros médicos, os problemas durante o parto, a violência urbana, o tabagismo e o uso de drogas, os maus hábitos alimentares, sedentarismo, epidemias, endemias, agentes tóxicos e falta de saneamento básico.

QUADRO 2.3 – Classificação de Deficiência Física/Motora

MONOPLÉGIA	HEMIPLÉGIA	PARAPLÉGIA	TETRAPLÉGIA OU QUADRIPLEGIA	AMPUTAÇÃO
Paralisia em apenas um membro do corpo, trata-se de uma condição rara.	Paralisia total das funções de um dos lados do corpo	Paralisia da cintura para baixo comprometendo as funções das pernas, alterações viscerais e sexuais.	Paralisia do pescoço para baixo comprometendo as funções dos braços e das pernas	Quando há falta total ou parcial de um ou mais membros do corpo

Fonte: Souza (1994)

Além das classificações apresentadas pelo QUADRO 2.3 acima, Gage *et al.* (2009, p.148) apontam também a diplegia, que se refere à paralisção dos membros superiores, e a triplegia que, embora seja uma condição rara, pode existir e consiste na paralisção de três membros.

Portanto, considera-se deficiente motor qualquer indivíduo que tenha uma incapacidade motora, de caráter permanente, ao nível dos membros superiores ou inferiores. Além disso, para ser um deficiente motor, no âmbito da Legislação Brasileira, é necessário que essa deficiência dificulte, comprovadamente, a locomoção na via pública, sem auxílio de outra pessoa ou de recursos tecnológicos e meios de compensação, bem como o acesso aos transportes públicos.

Há diferentes recursos de tecnologia assistiva para atender e promover a mobilidade e locomoção da pessoa com deficiência motora. Dentre os recursos de tecnologia assistiva estão as cadeiras de rodas, as bengalas, as muletas, os andadores, as órteses e as próteses, apresentadas pelas ilustrações a seguir (FIGURA 2.25).

Na gama dos recursos de tecnologia assistiva para a locomoção, a cadeira de rodas é o recurso que, em algum momento do processo de reabilitação será utilizado, ora no transporte momentâneo em um hospital, ou na própria residência; ora no momento do banho ou das necessidades fisiológicas; ora na realização das demais

Atividades da Vida Diárias (AVDs). Para alguns casos clínicos, as cadeiras de rodas tornarão por toda a vida um “exoesqueleto” do indivíduo, permitindo a ele o poder de locomoção e mobilidade.

FIGURA 2.25 – Recursos de tecnologia assistiva para locomoção: cadeira de rodas dobrável em aço (a), bengala ajustável em alumínio (b), Muletas canadenses com ajuste de altura (c); Andador em alumínio com ajuste de altura (d); Prótese de perna da Ossur (e); Articulação de joelho para órtese denominado trava suíça da Prokinetics (f).

A cadeira de rodas é um recurso tecnológico utilizado para atender a diferentes tipos de deficiência; mas, são as deficiências motoras que demandam uma prescrição mais assertiva do produto; ou seja, normalmente os programas de reabilitação da saúde de uma pessoa com deficiência motora orientam no uso desse recurso assistivo, para promover a recuperação e/ou a manutenção da saúde.

Segundo Almeida (2005 p.595), a cadeira de rodas, além de garantir ao indivíduo possibilidades de executar as tarefas diárias com maior êxito, deslocar-se com mais facilidade, conforto e segurança, irá proporcionar a reinserção desse indivíduo na sociedade, com qualidades de mobilidade.

O objetivo desse último tópico foi categorizar a deficiência motora e entender como surge esse estado de saúde, que demanda produtos específicos. É evidente que muitos outros distúrbios e síndromes não apontados nesta revisão acometem o ser humano em condições de incapacidades; porém, não caberia neste momento o estudo etiológico e a citação de cada uma delas.

Para desenvolver produtos mais eficientes para reabilitação da saúde, deve-se, obrigatoriamente, passar pelo estudo etiológico das respectivas patologias. Portanto, a partir das características projetuais apresentadas pela literatura e ouvindo os anseios dos usuários em potencial é que, de fato, irá se entender porque o produto deve apresentar determinada configuração morfológica.

2.1.3.2 Mobilidade e acessibilidade

A definição descrita pelo dicionário Aurélio (FERREIRA, 2010) diz que “a mobilidade é uma qualidade ou uma propriedade do que é móvel, ou obedece às leis do movimento. Consiste na facilidade de mover-se ou de ser movido e na facilidade de modificar-se ou variar”.

Para Vasconcelos (2008), a mobilidade é a habilidade de movimentar-se; pode ser associada tanto às pessoas, quando se refere às necessidades de deslocamento, quanto aos produtos, quando se refere ao grau de complexidade de uso do elemento. Marandola Jr. (2008, p. 199) aponta novos significados e descreve que a mobilidade deve ser abordada de forma mais ampla, dissociando daquele único conceito de deslocamento do ponto “A” até “B”, ou seja, a mobilidade é uma questão social que envolve estruturas, meios, cultura e significado.

Kaufman (2008) afirma que ser móvel não quer dizer necessariamente se mover rapidamente e nem muito; a mobilidade é responsável pelo “desenho” das relações humanas e é essencial para que preconceitos sejam abandonados, favorecendo a inclusão social. (MARANDOLA JR. 2010, p. 463)

A falta de mobilidade dos cadeirantes não está apenas na ineficiência do objeto, mas também na infraestrutura das cidades, nos acessos e nas áreas de circulação, nos pontos de embarque e desembarque de passageiros de transportes públicos, na inadequação desses transportes, nas más sinalizações, entre tantos outros exemplos que poderiam ser elencados.

A eficiência da mobilidade de um cadeirante está na acessibilidade, conceito moderno utilizado para abordar o tema da deficiência e das restrições à locomoção. Derivada do latim *accessibilitate*, essa palavra é utilizada para qualificar o que pode chegar facilmente a ou, ainda, o que fica ao alcance de.

A Norma Brasileira ABNT NBR9050:2004 apresenta orientações para desenvolver a acessibilidade em edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos. A norma define acessibilidade como sendo a possibilidade e condição de alcance, percepção e entendimento para a utilização com segurança e autonomia das edificações, espaço, mobiliário ou equipamento urbano (BRASIL. 2006, p. 16).

Portanto, a mobilidade para os cadeirantes é um fenômeno que depende da acessibilidade e da integração de outros fatores para se consolidar. Cabe refletir que este estudo não alcança a solução total para o problema, mas traz, diante dos novos

significados de mobilidade, uma proposta para as questões projetuais do objeto cadeira de rodas, o qual ainda é uma das principais alternativas tecnológicas, para que as pessoas com deficiência motora tenham o seu direito de mobilidade garantido.

2.1.4 Deficiências *versus* Recursos Assistivos para o Auxílio à Locomoção

Foram estudadas as cinco classificações de deficiências, ou seja, a intelectual (mental), auditiva, motora, visual e múltiplas para a construção do quadro a seguir (QUADRO 2.4). As particularidades dessas deficiências foram confrontadas com a demanda de recursos de tecnologia assistiva para o auxílio da mobilidade e locomoção.

O objetivo desse quadro é compreender a relação que existe entre as cinco classes de deficiências, com os seis principais tipos de recursos de tecnologia assistiva, para o auxílio da locomoção (cadeira de rodas, andador, bengala, muletas, órteses e próteses). O quadro também traz um resumo das tipologias e ocorrências da deficiência, como também, as principais limitações dessas pessoas.

Vale destacar que, para as deficiências múltiplas, considera-se o agrupamento de dois ou mais tipos de deficiências. Neste caso, os auxílios tecnológicos também podem ser cumulativos; por exemplo, para um indivíduo surdo e amputado, seriam necessários muletas e/ou cadeira de rodas e aparelhos cocleares.

O quadro mostra que as cadeiras de rodas são significativas no atendimento das diferentes ocorrências de deficiências motoras. A cadeira de rodas para a monoplegia e hemiplegia pode ser um instrumento utilizado apenas no estágio inicial do processo de reabilitação da saúde, permitindo ao paciente um maior grau de liberdade na realização de suas Atividades da Vida Diária (AVDs).

Já na paraplegia, tetraplegia e amputações, a cadeira de rodas poderá fazer parte do cotidiano do paciente por um longo período e, na maior parte das vezes, pelo resto da vida desse indivíduo. Portanto, é essencial que o design morfológico do objeto estar de acordo, para atender tanto às necessidades clínicas, quanto à questão de mobilidade e locomoção do usuário.

QUADRO 2.4 – Deficiências e Recursos de Tecnologia Assistiva

Classificação o Deficiência conf. a CIF	Ocorrência / Tipologia	Principais Limitações	Principais recursos de Tecnologia Assistiva para auxílio da locomoção e mobilidade					
			CR	Andador	Bengala	Muletas	Órteses	Próteses
Intelectual (Mental)	Pré-natal	a) Intelectual b) Comunicação oral e escrita c) Fala						
	Perinatal							
	Pós-natal		♦	♦			♦	
Auditiva	Patológica	a) Audição b) Comunicação oral c) Fala						
	Fisiológica							
	Oralizados							
	Sinalizados							
	Bilíngües							
Motora (Física)	Monoplegia	a) Deambulação	♦	♦	♦	♦	♦	
	Hemiplegia	b) Coord. motora	♦	♦		♦	♦	
	Paraplegia	c) Fala	♦				♦	
	Tetraplegia	d) Comunicação oral e escrita	♦				♦	
	Amputação		♦	♦		♦	♦	♦
Visual	Cegueira	a) Deambulação	♦		♦			
	Nervo Óptico	b) Comunicação Oral			♦			
	Baixa visão			♦	♦			
	Glaucoma				♦			
	Catarata			♦	♦			
Múltiplas	Agrupamento de dois ou mais tipos de deficiência os auxílios podem ser cumulativos							

2.2 DESIGN DO PRODUTO

2.2.1 Definições e Contextualizações sobre o Design

O ensino formal do design no Brasil desenvolveu-se a partir da década de 1960, com a instalação da Escola Superior de Desenho Industrial (ESDI), na cidade do Rio de Janeiro. Segundo Lida (in: MORAES, 2006, p.1), esse ensino foi fortemente influenciado pelo racionalismo europeu, o que provocou a valorização da qualidade técnica e funcional e uma estética minimalista e de formas geométricas simples.

O design consiste numa atividade prática, sistemática e de caráter projetivo. Esse caráter projetivo sugere a utilização de métodos para alcançar determinados objetivos. Portanto, o design não é uma tarefa intuitiva, característica que o diferencia completamente da arte.

Segundo Charles Eames *apud* Dodd (2011), o autor traz sua contribuição para a conceituação do design e deixa claro que design não se trata do acaso. Para Dodd (2011, p. 25), quando Eames fala em "plano", refere-se à exigência de raciocínio desenvolvido em etapas sucessivas dentro de uma hierarquia; ou seja, é uma atividade que exige sistematização metodológica.

(o design) "É um plano para ordenar elementos de maneira que um propósito particular possa ser cumprido da melhor maneira possível" (EAMES¹⁰ *apud* NEUHART, 1989, p. 13 *apud* DODD, 2011, p.25)

Dieters Rams, quando assumiu o setor de design da empresa Braun A.G., no início da década de 1960, estabeleceu dez princípios do bom design (QUADRO 2.5). Tomando por base esses princípios, os produtos passaram a apresentar noção de módulo, unidade formal, sintaxe, economia da expressão e essência. Agregou-se, também, uma unidade na diversidade, uma *gestalt* limpa (onde nada é gratuito), ordem de leitura, hierarquia, noção de grupo, coisas semelhantes tratadas semelhantemente e coisas díspares tratadas diferentemente.

A crítica trazida por Coelho diz que o método do design não vem sendo trabalhado na formação acadêmica como um exercício do pensamento e sim, como um conjunto de etapas de processo, como se fosse uma receita do fazer. O autor

¹⁰ EAMES, R.; NEUHART, N.; NEUHART, M. **Eames Design**. New York: Harry Abrams, 1989.

afirma que a cientificidade do método está no rigor da reflexão e não na mera reprodução de técnicas (COELHO, 2006, p. 39).

QUADRO 2.5 - Os Dez Princípios do Bom Design de Dieters Rams

O BOM DESIGN		Comentários realizados pelo Prof. Frank Barral da ESDI
1	é inovador	Ele não repete formas familiares, nem produz novidades pela novidade. O bom design é inovador - avanços tecnológicos fornecem oportunidades de (se criar) soluções inovadoras.
2	faz um produto ser útil	Sua tarefa mais importante é fazer um produto tão útil quanto possível. Deve servir a um propósito determinado - tanto na sua função principal quanto em outras adicionais
3	é estético	A qualidade estética de um produto e a fascinação que possa vir a exercer é parte integral de sua utilidade. Produtos que usamos a cada dia influenciam nosso ambiente pessoal e afetam nosso bem estar.
4	nos ajuda a entender o produto	Ele torna clara a estrutura do produto. Melhor ainda: ele deixa o produto se comunicar (falar) tornando-o autoexplicativo.
5	é discreto	Produtos que servem a um propósito (específico) não são objetos decorativos ou objetos de arte. Seu projeto deve ser neutro e contido, deixando espaço para a expressão pessoal do usuário.
6	é honesto	Não influencia seu usuário com falsas promessas. Um produto não deve parecer mais inovador, potente ou valioso do que realmente é.
7	é durável	Não há nada nele remotamente parecido com algo da moda. O bom design se destaca daqueles produtos gerados pela atual sociedade do descarte, para a qual não existe qualquer justificativa.
8	é resultado de cada detalhe	Nada é deixado ao acaso. Rigor e precisão no processo de planejamento demonstram respeito pelo usuário.
9	é preocupado com o meio ambiente	Ele pode, e na verdade deve, trazer contribuições para a manutenção de um meio ambiente mais estável e para um uso mais racional de matérias primas. O design deve-se posicionar não só contra a poluição física, mas também a visual, opondo-se à destruição de nosso meio ambiente.
10	é tão pouco design quanto possível	Menos é melhor - ele se concentra nos aspectos essenciais do produto evitando uma confusão (sobrecarga de elementos). Deve-se retornar à pureza e à simplicidade.

Fonte: NASCIMENTO (2010); DODD, 2011, p.26

A metodologia em design é a etapa mais importante para o processo de humanização da tecnologia, pois a atividade de design, sendo metodológica, é científica e todas as suas fases de desenvolvimento caracterizam-se por uma lista de procedimentos academicamente reconhecidos (LANA, 2011, p. 60).

Ainda citando a autora, sem o método, o que resulta não é design, mas o acaso, que não permite valoração quantitativa e ou qualitativa, repetição ou aprimoramento.

Lobäch afirma que "o designer pode ser considerado como um produtor de ideias, recolhendo informações e utilizando-as na solução de problemas que lhe são apresentados" (LÖBACH, 2001, p.139).

Souza (2010, p.33) diz que a afirmação de Lobäch demonstra que a apresentação de um problema é essencial e esse problema pode ser uma necessidade, desejo ou anseio de um usuário, ou de um grupo distinto de usuários.

No caso deste trabalho, o problema destacado é a falta de mobilidade das cadeiras de rodas de propulsão manual direcionadas para as pessoas com deficiência. Portanto, o trabalho visou a estabelecer novas diretrizes para um projeto mais humanizado dos recursos de tecnologia assistiva, estabelecendo recomendações para o design do produto.

Lana (2011, p.56), afirma que anteriormente, os métodos de design focavam somente a atividade projetual. Atualmente isso mudou e, segundo Celaschi e Formia (2010), o método de projeto deve provocar a reflexão de fatores da humanidade, da arte e criatividade, da engenharia e tecnologia e da economia e gestão, que geram atributos de significado, forma, função e valor ao produto.

O método do design é a essência da reflexão projetual para o desenvolvimento do produto; conseqüentemente, o método tem a responsabilidade de dar sentido a esses objetos/equipamentos.

Quando os produtos deixam de atender a qualquer um dos requisitos apresentados, o processo de design e a reflexão projetual falharam, pois o método não proporcionou a autorreflexão diante do problema, e o repertório sobre o assunto foi insuficiente.

Na literatura há várias premissas relevantes para o projeto de produto que podem ser aplicadas no design de cadeira de rodas de propulsão manual. Entre esses autores, foram estudados: Papanek, Bonsiepe, Norman, Whiteley e os brasileiros Lida e Lelé.

Essas premissas abarcam questões do design universal, social, ético, responsável e sustentável, qualidades que são inerentes a qualquer produto nos dias de hoje.

Portanto, a proposta do próximo tópico é mapear essas premissas para fundamentar, posteriormente, a aplicação dos dados coletados, a partir de uma metodologia de design.

2.2.2 Premissas Éticas para um Design Responsável

2.2.2.1 Victor Papanek (1927-1998)

Nascido em Viena, na Áustria, Papanek (FIGURA 2.26) formou-se em design e arquitetura pela *The Cooper Union* de Nova Iorque, EUA. cursou pós-graduação em design no *Massachusetts Institute of Technology (MIT)*. Papanek é considerado um filósofo do design mundial. Sua linha de pensamento está retratada no livro intitulado "Design para o Mundo Real" (FIGURA 2.27).

FIG. 2.26

FIG. 2.27

FIG. 2.28

FIGURA 2.26 - Victor Papanek (1923-1998)

FIGURA 2.27 - Capa do livro "*Design for the Real World*"

FIGURA 2.28 - Bengala para cego. Fonte: Papanek (1975, p.79)

Papanek tornou-se um iconoclasta por atacar os pioneiros do design com o livro "*Design for the Real World*", escrito em 1969 e publicado em 1971. Em momentos efervescentes da época, Papanek enxergava o design como elemento pacificador, emancipatório e de preocupação com o gênero.

Para Papanek a produção industrial deveria atender às necessidades das pessoas menos favorecidas. Portanto, iniciou-se o movimento de inclusão social a partir do design.

Um exemplo de produto desse movimento é o projeto do estudante de design Robert Senn, da *Purdue University*, uma bengala para cegos (FIGURA 2.28). O design desse produto está impregnado de conceitos como leveza, ergonomia e usabilidade.

O material proporcionou leveza ao produto, enquanto que o formato da pega garantiu o alinhamento das mãos e possibilitou uma resposta tátil mais sensível e precisa para a tarefa de deambular do deficiente visual, características que tornaram o produto mais ético e humano.

Segundo Bonatti (2009, p.115), o livro tornou-se a principal referência do movimento do design responsável. Papanek considerou a necessidade do designer adquirir uma nova responsabilidade moral diante da sociedade.

Papanek propôs uma lista com sete prioridades de projeto; embora fossem prioridades, pouco foi feito até os dias de hoje. O objetivo de Papanek foi orientar e tornar o campo do design mais responsável.

1) Para o terceiro mundo; 2) Para o ensino e equipamentos para treinamentos de pessoas com deficiências físicas e mentais; 3) Para a medicina, cirurgia, odontologia e equipamentos hospitalares; 4) Para pesquisa experimental para laboratórios; 5) Para o meio ambiente inóspito, como desertos, áreas polares, sub-aquáticas ou espaciais; 6) Para conceitos "brakthrough" que possam ajudar na economia de água. 7) Para os idosos. (BONETTI, 2009, p. 116)

Embora haja pequenas contribuições para essas prioridades, são campos que ainda carecem de muita produção e pesquisa, especialmente para tornar os recursos de tecnologia assistiva, em especial as cadeiras de rodas de propulsão manual, mais eficazes e funcionais.

Nos levantamentos realizados por Dodd (2011), o autor torna a repetir os pressupostos de Papanek. A representação no campo do design para a saúde ainda está distante de atender às reais necessidades da sociedade; com isso, vale retomar os três enfoques principais do livro *"Design for the Real World"* que são:

1) o design, nas sociedades desenvolvidas, em grande parte é realizado tendo-se em vista os indivíduos abastados, a classe média, os indivíduos jovens. Os designers negligenciam os deficientes, os pobres, os retardados, as crianças e os bebês, os idosos, os obesos, as pessoas dos países em desenvolvimento, dentre outros. 2) o design deve ser realizado por equipes multidisciplinares e deverá incluir os usuários e trabalhadores. 3) muitas escolas de design e designers trabalham para um mundo de fantasia (hotéis de luxo em oceanos, sistemas de TV em 3D, etc.), quando deveriam

estar procurando as reais necessidades das pessoas. (PAPANЕК, 1983, p.11 *apud* BONATTI, 2009, p. 117).

Papanek deixou sua contribuição como crítico do design. Com três diagramas idênticos (FIGURA 2.29), o autor compara a atuação do designer diante de três esferas de necessidades.

FIGURA 2.29 - Alcance do design diante dos problemas reais.

Associando os gráficos ao presente estudo, pode-se entender que os problemas de design estão relacionando com a ineficiência dos produtos. As cadeiras de rodas de propulsão manual são exemplos dessa situação.

Quanto à atuação dos designers diante dos problemas de um país, entendemos que se trata da ineficiência dos produtos, por não atenderem às necessidades da população. No caso das cadeiras de rodas de propulsão manual, esse problema se estende aos direitos legais das pessoas com deficiência, por exemplo.

E, quando o autor destaca os problemas do mundo, entendemos que, se os direitos não forem cumpridos, ocorrerá à exclusão social. Em essência, a ilustração (FIGURA 2.20) retrata o grau de comprometimento dos designers, diante das necessidades sociais.

Portanto, o presente trabalho buscou, com base nas premissas de Papanek, contribuir levantando recomendações significativas para tornar as cadeiras de rodas de propulsão manual mais éticas e humanas, ampliando a mobilidade dos usuários com produtos mais eficientes.

2.2.2.2 Gui Bonsiepe (1934-)

Gui Bonsiepe, italo-alemão, teórico, professor e projetista, formou-se na escola *Hochschule für Gestaltung (HfG)* de Ulm (FIGURA 2.30), onde também lecionou de 1960 até 1968, ano de fechamento da escola. O partido de extrema-direita alegava desperdício de dinheiro manter a *HfG* funcionando. Atualmente, a escola é um museu temático que conta a história da própria escola e do design.

Na fala de Nascimento (2009), a fundação da *HfG* foi uma homenagem feita por Inge Aicher-Scholl aos seus irmãos Hans e Sophie Scholl (FIGURA 2.31) mortos pelo nazismo de Hitler.

Max Bill foi o arquiteto e o diretor da *HfG*. No projeto, privilegiou a sintaxe, a clareza e a simplicidade, pois, não era a aparência que contava, mas a essência, o despojamento. Privilegiou o abstrato, o universal como a linguagem dos pictogramas que não estão impregnados pela cultura regional e atinge a compreensão de todos, de forma simples e inequívoca.

FIG. 2.30

FIG. 2.31

FIGURA 2.30 - *Hochschule für Gestaltung Ulm (HfG)*.

FIGURA 2.31 - Irmãos Hans e Sophie Scholl.

Toda essa ideologia projetual está presente no discurso de Gui Bonsiepe (FIGURA 2.32); na década de 1970, ele escreveu "*Teoría y práctica del diseño industrial: elementos para una manualística crítica*" (FIGURA 2.33), referência que inspirou gerações de designers, entre as décadas de 1970 e 1980.

Por consequência do fechamento da *HfG*, Bonsiepe veio para Santiago do Chile, passou pela Argentina e na década de 1980 chegou ao Brasil, primeiramente em Brasília/DF e depois em Florianópolis/SC.

Bonsiepe foi coordenador do Laboratório Brasileiro de Desenho Industrial (LBDI) em Florianópolis/SC, até 1987. O LBDI foi um dos principais institutos de pesquisa em design de produto da América Latina; promoveu cursos, publicações e pesquisas, visando à capacitação dos docentes, profissionais e estudantes de design, diante do pensamento Ulmiano.

"*Teoría y Práctica del Diseño Industrial*" é um livro que aborda diferentes assuntos a cada capítulo. No capítulo cinco, denominado "*Metodología de la proyección*", Bonsiepe faz uma abordagem crítica ao fenômeno da metodolatria, ocorrida a partir da década de 1960.

Traz técnicas para formulação, análise e desenvolvimento projetual, procedimentos para criação da forma e da coerência formal dos produtos. Aborda os morfogramas, estruturas dos requisitos de uso, dados ergonômicos e coordenação dimensional nos sistemas de produtos e formas de representação.

Diante dessas técnicas, Bonsiepe (1979, p.156) traz um exemplo de projeto de cadeira de rodas, que foi desenvolvido pelo aluno E. D. Pascal e orientado por Ricardo Blanco, da Universidade Nacional de La Plata (FIGURA 2.34).

FIG. 2.32

FIG. 2.33

FIG. 2.34

FIGURA 2.32 - Gui Bonsiepe (1934-).

FIGURA 2.33 - Capa do livro "*Teoría y Práctica del Diseño Industrial*".

FIGURA 2.34 – Vista frontal de cadeira de rodas desenhada em papel quadriculado.

Neste projeto, a ideia foi desenhar componentes que permitissem diferentes combinações formando, assim, diversos tipos de cadeira de rodas. Cadeira com roda propulsora na parte frontal, para deslocamento em terrenos acidentados; ou com roda propulsora na parte posterior, para ser utilizada em hospitais. Esta configuração permite raios de giros bastante pequenos.

Para o desenvolvimento deste modelo, um estudo comparativo entre os componentes da cadeira e as principais funções foi realizado, quatro morfologias de cadeira foram estudadas: (1) higiênica ou sanitária, (2) respiratória, (3) para o lazer e a (4) universal.

Segundo as especificações da cadeira, ela é bastante compacta na forma fechada, apresentando cerca de 70 cm de comprimento, 24 cm de largura e 55 cm de altura e com um peso de, aproximadamente, 25 kg. Os componentes desta cadeira de rodas são:

- Duas rodas propulsoras em Polímero Reforçado com Fibra de Vidro (PRFV), com diâmetro de 55 cm; a borda dessa roda foi desenhada, especialmente, para permitir a propulsão manual. Na parte canaletada, há uma faixa de borracha cilíndrica em toda a volta da roda;
- O rodízio tem 20 cm de diâmetro e, também, foi construído em PRFV, montado sobre um garfo em chapa de aço de 4 mm de espessura;
- Na estrutura lateral são fixados os demais elementos.
- Contém um sistema de dobragem em formato de “X” (paralelogramo articulado), composto por quatro elementos isométricos, unidos entre si, mediante um eixo e travas; esse elemento é utilizado para o apoio de cabeça, lateral do encosto e para a estrutura do apoio de pés. Produzido em duralumínio pelo processo de fundição em casca (*Shell Molding*);
- Assento e encosto são produzidos em lona; e
- Os apoios de pés e pernas têm desenhos idênticos. (BONSIEPE, 1979, p.156).

FIG. 2.35

FIG. 2.36

FIG. 2.37

FIG. 2.38

FIGURA 2.35 – Cadeira de rodas com propulsão frontal, projeto de E. D. Paschoal.

FIGURA 2.36 – Sistema estrutural com apoio de perna.

FIGURA 2.37 – Cadeira de rodas dobrada pelo sistema articulado em “X”.

FIGURA 2.38 – Todos os componentes da cadeira de rodas.

Em 1981, Bonsiepe integra o Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico Tecnológico (CNPq), segundo Bonatti (2009, p. 119); trabalhou como superintendente do Grupo de Coordenação de Desenvolvimento Industrial, que elaborou e implementou a política de design no país.

Neste mesmo ano a Organização das Nações Unidas (ONU) proclamou o "Ano Internacional da Pessoa Deficiente" (FIGURA 2.39). O CNPq promoveu um concurso de projetos de produtos direcionado para pessoas com deficiência.

Bonsiepe e Yamada (1982) organizaram o livro intitulado "Desenho Industrial para pessoas deficientes" (FIGURA 2.40), com alguns dos projetos inscritos nesse concurso; nessa seleção, há duas cadeiras de rodas¹¹ desenvolvidas pelo Grupo Hanoi, do Professor Bernard Bürdek, direcionada para atender às necessidades dos idosos.

FIG. 2.39

FIG. 2.40

FIGURA 2.39 - Logo do Ano Internacional da Pessoa com Deficiência

FIGURA 2.40 - Capa do livro "Desenho Industrial para Pessoas Deficientes"

O concurso teve como proposta "obter produtos que melhorassem as condições de vida das pessoas deficientes no Brasil, estabelecer uma ligação entre projetistas e as indústrias do ramo, e detectar o potencial e o perfil dos recursos humanos na área de projeto" (BONSIEPE; YAMADA, 1982, p.9).

Para Bonatti (2009, p.119), o livro é uma contribuição para a memória do design brasileiro e, especialmente, para o design dos recursos de tecnologia assistiva.

¹¹ O design conceitual dos dois modelos de cadeira de rodas desenvolvido pelo Grupo Hanoi de Bernard Bürdek estão inseridos na página 118, "QUADRO 2.12 – Cadeiras de rodas do ano 1980 a 1986, a cadeira ortoestática, os prêmios de design e o Ano Internacional da Deficiência".

2.2.2.3 Donald Arthur Norman (1935-)

O norte-americano Donald Norman (FIGURA 2.41) formou-se em Ciências da Computação e Engenharia Elétrica pelo MIT, doutorou-se em filosofia e psicologia pela *University of Pennsylvania* e *Breed Professor of Design* pela *Northwestern University*.

Norman também foi vice-presidente do grupo de tecnologia da Apple e fundou juntamente com Jacob Nielsen o escritório de consultoria em usabilidade, *Nielsen Norman Group*. Atualmente, é professor da Universidade da Califórnia em San Diego, onde leciona ciência cognitiva.

Entre as publicações, destacam-se os livros "*The design of everyday things*" (FIGURA 2.42) e "*The design of the future things*" (FIGURA 2.43); ambos trazem reflexões sobre a usabilidade dos produtos, a partir do projeto de design.

FIG. 2.41

FIG. 2.42

FIG. 2.43

FIGURA 2.41 - Donald A. Norman (1935-)

FIGURA 2.42 - Capa do livro "*The Design of Everyday Things*"

FIGURA 2.43 - Capa do livro "*The Design of Future Things*"

Norman (2006, p.222) defende o design centrado no usuário. Isso significa que um projeto de design deve trazer contribuições de fácil compreensão e de uso às pessoas. O autor estabelece sete princípios fundamentais para transformar tarefas difíceis em simples. Portanto, o design deve:

- 1) Usar ao mesmo tempo o conhecimento no mundo o conhecimento na cabeça; 2) Simplificar a estrutura das tarefas; 3) Tornar as coisas visíveis: assegurar que as lacunas de execução e avaliação sejam encurtadas ou superadas; 4) Fazer corretamente os mapeamentos; 5) Explorar o poder das coerções naturais e artificiais; 6) Projetar para o erro; 7) Quando tudo o mais falhar, padronizar. (NORMAN, 2006, p. 223)

Bonatti (2009, p. 125) afirma que o design centrado no usuário ou design eficiente é importante para todos; porém, para as pessoas com necessidades específicas ou mobilidade reduzida ele se torna fundamental, representando a diferença entre conseguir ou não conseguir executar as Atividades da Vida Diária (AVDs).

No livro *"The Design of Future Things"*, o autor contribui com reflexões para que o sistema homem-tecnologia seja repensado a partir do projeto; devem-se levar em consideração as características pessoais de cada indivíduo, o funcionamento, o comportamento e suas reais necessidades. Em essência, essas reflexões se resumem em um conjunto de seis regras para o design (QUADRO 2.6).

QUADRO 2.6 - Premissas Sugeridas para o Design por Donald Norman

	Os projetistas de máquinas "inteligentes" devem:	As máquinas devem interagir com as pessoas para:	No projeto de cadeiras de rodas devemos:
1	Dar sinais naturais, abundantes e complexos.	Simplificar as coisas.	Reduzir os elementos que compõem o sistema.
2	Ser previsível.	Dar razões.	Fazer ajustes mecânicos com sistemas inteligentes.
3	Proporcionar um bom modelo conceitual.	Dar às pessoas um modelo conceitual.	Facilitar o uso, o transporte, a armazenagem e manutenção.
4	Tornar o resultado compreensível.	Deixar as pessoas que pensem que estão no controle.	Respeitar os limites antropométricos e biomecânicos.
5	Proporcionar atenção contínua, sem incomodar.	Conformar sempre.	Desenvolver elementos anatômicos, porém, flexíveis.
6	Explorar mapeamentos naturais	Jamais rotular o comportamento humano como "erro".	Respeitar e considerar as condições do estado de saúde do usuário

Fonte: Norman (2010, p.167)

Para Bonatti (2009, p. 125), os projetos flexíveis são aqueles que levam em consideração as características dos usuários e que produzem soluções com limites flexíveis. Em meus estudos (CARRIEL, 2007, p.149), comprovo que as cadeiras de rodas de propulsão manual são recursos assistivos com sérios problemas de usabilidade, o que dificulta a realização dessas Atividades da Vida Diária (AVDs) dos usuários.

Norman (2006) aponta que não há uma fórmula simples para solucionar esses problemas; porém, projetos flexíveis são os mais recomendados. Câmara (2008, p.75) complementa dizendo que os fatores ergonômicos, também, são determinantes para uma boa usabilidade.

Neste sentido, vale considerar a norma ISO 20282:2006(E), intitulada "*Ease of operation of every day products*", como uma referência importante para desenvolver e avaliar a usabilidade dos produtos. Essa norma subsidia uma das abordagens metodológicas desta pesquisa e será detalhada de forma pormenorizada no Capítulo 4, item 4.3.

A tarefa de projetar diante das premissas de projeto de Norman se torna ainda mais complexa. Portanto, o levantamento de recomendações projetuais, centralizadas nas necessidades dos usuários, é essencial para o desenvolvimento de cadeiras de rodas de propulsão manual mais eficiente para a usabilidade.

2.2.2.4 Nigel Whiteley

Nigel Whiteley (FIGURA 2.44) é artista plástico e professor de artes visuais. Lecionou até agosto de 2010 na *Lancaster University*, na Inglaterra, escreveu vários livros, artigos e ensaios.

O livro *"Design for Society"* (FIGURA 2.45) traz uma abordagem cética e reflexiva sobre o consumismo e seus valores éticos, discute a questão do design ecológico, os quais foram ignorados por consequência do consumismo e da obsolescência não planejados dos produtos. Whiteley analisa profundamente o papel do design diante desses problemas e aborda os seguintes temas:

- 1) O meio ambiente, discorrendo sobre o design verde; 2) a questão do gênero, comentando sobre a discriminação que as mulheres enfrentam; 3) o design socialmente responsável, tocando na questão dos trabalhadores; 4) o consumismo, comentando sobre a obsolescência planejada de produtos. (BONATTI, 2009, p.122)

Whiteley ilustra seu pensamento sobre design ecológico, consumismo e obsolescência dos produtos, com bons exemplos. Um desses exemplos é a garrafa quadrada de cerveja, denominada WoBo Heineken (FIGURA 2.46); após o descarte, a garrafa pode ser utilizada como material de construção civil no mundo em desenvolvimento, pois foi projetada exclusivamente para esse fim.

FIG. 2.44

FIG. 2.45

FIG. 2.46

FIGURA 2.44 - Nigel Whiteley

FIGURA 2.45 - Capa do livro *"Design for Society"*

FIGURA 2.46 - Garrafa quadrada denominada WoBo¹² da Heineken

¹² WoBo vem das palavras *World Bottle* (Garrafa Mundial)

Bonatti (2009, p. 122) afirma que as ideias de Whiteley representam uma continuação das ideias de Papanek, pois ambos refutam o lucro e colocam o futuro da humanidade em primeiro plano, diante do esgotamento dos recursos naturais.

A autora também concorda com Whiteley, quando o autor aponta que o design social deve ser, primeiramente, preocupação do setor público; o que vem ocorrendo em muitos países é a privatização desse serviço e os usuários ficam a mercê de doações.

As cadeiras de rodas de propulsão manual são produtos que devem ser cuidadosamente selecionadas diante das características antropométricas de cada indivíduo e do estado de saúde. Hoje há no Brasil, segundo o Ministério da Saúde (MS) (2011), mais de 75 mil cadeirantes.

Visando à melhor qualidade de vida dessas pessoas, o Governo com o plano "Viver sem limites", pretende adaptar as cadeiras de rodas as necessidades específicas dos mais de 75 mil brasileiros, a partir de 2012. Essa medida terá um investimento de R\$ 42,5 milhões.

Atualmente, o MS e a Associação de Apoio a Criança Deficiente (AACD), em São Paulo, mantêm uma parceria e cooperação técnica e realizam a concessão e adaptação de cadeira de rodas a, aproximadamente, 4 mil pessoas que estão na fila de espera da instituição. A maior parte dessas adaptações são em cadeiras de rodas de propulsão manual.

As cadeiras de rodas adaptadas com exclusividade aos pacientes, auxiliam na manutenção da saúde; pois, minimiza o estresse ósseo e dos tecidos moles, proporciona maior conforto pela maior distribuição da área de contato do assento com o corpo, além, de corrigir a postura, prevenir deformidades, contraturas, lesões de pele como as úlceras de decúbito.

Essas condições de adaptações também provocam melhoras nas condições de acessibilidade, transporte e mobilidade dos deficientes, de forma dependente ou independente.

As atuais políticas públicas do Brasil vêm ao encontro das preocupações de Whiteley, diante da sustentabilidade, da utilidade, dos aspectos da inclusão social e, principalmente, dos princípios de igualdade entre todas as pessoas.

Sabemos que os direitos das pessoas com deficiência ainda não são respeitados plenamente e perduram, nesse início de século, como incógnitas de um

futuro em que os valores morais devem ser retomados. O design tem sua parcela de responsabilidade e condições de contribuir para essa retomada.

As reflexões de Whiteley são essenciais para o projeto de design; repudiar ou ignorá-las não é ser ético e contribui, significativamente, para o caos no desenvolvimento de produtos.

Portanto, se esses pontos não forem considerados, obviamente iremos continuar nessa falsa benevolência de resolver conflitos de valores; e, como num círculo vicioso, continuaremos a fazer algo que não tenha sentido ou conexão com a realidade em que vivemos.

2.2.2.5 Itiro Iida

Itiro Iida (FIGURA 2.47) graduou-se em Engenharia de Produção pela Escola Politécnica da USP e foi professor nessa mesma instituição. Também lecionou na Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Escola Superior de Desenho Industrial (ESDI), Fundação Getúlio Vargas (FGV), Universidade Federal da Paraíba (UFPB) e, atualmente, está na Universidade de Brasília (UnB).

Iida foi consultor do CNPq, CAPES e do Ministério da Educação e Cultura (MEC). Foi um dos fundadores da Associação Brasileira de Ergonomia (ABERGO) e da Associação Brasileira de Engenharia de Produção (ABEPRO).

Dentre os livros produzidos por Iida, destacamos “Ergonomia: Projeto e Produção” (FIGURA 2.48), obra composta por dezoito capítulos.

FIG. 2.47

FIG. 2.48

FIGURA 2.47 – Itiro Iida

FIGURA 2.48 – Capa do livro "Ergonomia: Projeto e Produção"

A ergonomia segundo Lida (2005, p. 2), é o estudo da adaptação do trabalho ao homem; o conceito de trabalho abrange toda interface de produção, ou seja, as máquinas, os equipamentos e, também, a relação humana que existe na execução da tarefa. Portanto, a ergonomia abarca as questões de planejamento e de projeto.

Lida (2005, p.2) aponta que existem diversas definições de ergonomia e que essas definições buscam trazer o seu caráter interdisciplinar. No Brasil, a ABERGO adota uma definição mais generalizada, enquanto que a *International Ergonomics Association* (IEA) também conceitua suas especializações.

Entende-se por ergonomia o estudo das interações das pessoas com a tecnologia, a organização e o ambiente, objetivando intervenções e projetos que visem a melhorar, de forma integrada e não dissociada, a segurança, o conforto, o bem-estar e a eficácia das atividades humanas (Abergo, 2012).

Ergonomia (ou Fatores Humanos) é a disciplina científica que estuda as interações entre os seres humanos e outros elementos do sistema, e a profissão que aplica teorias, princípios, dados e métodos, a projetos que visem a otimizar o bem estar humano e o desempenho global de sistemas (IEA¹³, 2000 *apud* IIDA, 2005, p.3).

Diante dos conceitos supramencionados, percebe-se que a abordagem prática da ergonomia, no desenvolvimento do design de produtos, é sistêmica, metodológica e, segundo Lida, baseada na teoria de sistemas. Buffa¹⁴ (1972) *apud* IIDA (2005, p.26) diz que sistema é um conjunto de elementos que se interagem, com um objetivo comum e que evoluem no tempo.

O sistema homem-tecnologia-ambiente (FIGURA 2.49) é a unidade básica do estudo da ergonomia; entende-se, no âmbito da ergonomia, que o objeto de estudo do presente trabalho, a Cadeira de Rodas de Propulsão Manual, não poderá ser projetado simplesmente como um sistema mecânico e sim como um sistema complexo, que envolve diferentes interações, como físicas, ambientais, psicológicas, econômicas e culturais.

Considerando os aspectos estruturais e morfológicos, a mais simples das cadeiras de rodas de propulsão manual é um produto com mais de 30 componentes e o usuário interage diretamente com a maior parte desses elementos. O assento,

¹³ INTERNATIONAL ERGONOMICS ASSOCIATION (IEA). Disponível em: <<http://www.iea.cc/whats/index.html>> Acesso: 23 jan. 2011.

¹⁴ BUFFA, E. S. **Administração da Produção**. Rio de Janeiro: LTC, 1972. 780p.

encosto, apoiadores de braços e pés, aro de propulsão, alavanca de freios, são os mais evidentes nessa relação.

FIGURA 2.49 – Representação esquemática das interações entre os elementos de um sistema homem-tecnologia-ambiente.

As possíveis variáveis ergonômicas que envolvem os usuários de cadeiras de rodas de propulsão manual são os aspectos antropométricos, biomecânicos, o controle motor e postural, os acidentes, as variáveis clínicas e os aspectos subjetivos, relacionados ao conforto, à segurança, ao estresse e à fadiga.

Já as variáveis ergonômicas relacionadas ao produto dizem respeito aos aspectos morfológicos e técnicos. Por exemplo, a escolha de materiais, elementos mecânicos e texturas. Nos aspectos ambientais, as variáveis são referentes às dificuldades de acessibilidade dos usuários diante das barreiras arquitetônicas.

As contribuições conceituais da ergonomia, apresentadas por Iida (2005), se conjugam com outros conceitos importantes trazidos por Moraes (2005), Kroemer *et al.* (1994; 2005), Pheasant (1996), os quais serão destacados ao longo de outros tópicos desta tese.

2.2.2.6 João da Gama Filgueiras Lima, Lelé (1932-)

O arquiteto João da Gama Filgueiras Lima (FIGURA 2.50), conhecido como Lelé, é professor aposentado da Universidade de Brasília (UnB). Dos títulos recebidos, destaca-se o *Honoris Causa* da Universidade Federal da Bahia (UFBA), em 2003. Atualmente, é diretor do Centro de Tecnologia da Rede Sarah (CTRS).

Lelé ficou conhecido pela arquitetura com conceito de racionalização e industrialização. Conceitos que foram aplicados, especialmente, nos projetos dos Hospitais do Aparelho Locomotor Sarah Kubitschek.

Além da arquitetura, também desenvolveu projetos de mobiliário hospitalar, como a cama-maca móvel (FIGURA 2.51), utilizada pelos hospitais da Rede Sarah. Esse equipamento traz um conceito integrador do design com a arquitetura e soluções para a mobilidade.

FIG. 2.50

FIG. 2.51

FIGURA 2.50 - João da Gama Filgueiras Lima, Lelé (1932-)

FIGURA 2.51 - Cama-maca do Hospital da Rede Sara, Brasília/DF.

Segundo Bonatti (2009, p.96), as camas-macas foram desenvolvidas para serem utilizadas tanto na parte interna quanto externa do hospital. A principal propriedade projetual desse equipamento é a leveza proporcionada pelas rodas e pelos materiais empregados.

O produto também promove a mobilidade postural do usuário que é garantida pela articulação do leito e do arco de sustentação. O design desse equipamento

sofreu alteração para garantir a mobilidade vertical; os usuários poderão passar com maior facilidade da cadeira de rodas para a cama-maca e vice-versa.

Outro produto importante, desenvolvido pelo grupo da EquipHos, empresa de equipamentos hospitalares do Sarah, em Brasília/DF, foi a cadeira de rodas vertical (FIGURA 2.52), que começou ser testada, segundo Bonatti (2009, p.100), em junho de 2003. O design desse produto coloca o cadeirante no mesmo nível dos não usuários de cadeira de rodas, promovendo a inclusão social e a equiparação dos direitos.

FIG. 2.52

FIG. 2.53

FIGURA 2.52 – Cadeira de rodas orto-estática, Ortomóvel - EquipHos.

FIGURA 2.53 – Segunda geração da cadeira de rodas Ortomóvel.

A cadeira de rodas desenvolvida pelo grupo EquipHos tornou-se uma referência para o design de cadeira de rodas no Brasil e no mundo, por apresentar um alto grau de inovação e por ter recebido o prêmio “*IF Design Product Award*”, em 2004.

A segunda geração da cadeira de rodas vertical (FIGURA 2.53) foi apresentada na II Bienal Brasileira de Design, em 2008, no Museu Nacional do Conjunto Cultural da República, localizado na Esplanada dos Ministérios em Brasília/DF.

Do ponto de vista projetual, o produto apresenta um desenho limpo, simples, ergonômico, de baixo custo e, principalmente, proporciona aos indivíduos com restrições funcionais dos membros inferiores, a liberdade de se mover também na posição vertical, o que possibilita uma ampliação da mobilidade na realização das Atividades da Vida Diárias (AVDs).

2.3 TECNOLOGIA ASSISTIVA

O Decreto nº 5.296, de 16 de novembro de 2006 (BRASIL, 2004), implantou o Comitê de Ajudas Técnicas (CAT), no âmbito da Secretaria Especial dos Direitos Humanos (SEDH), com o objetivo de ampliar as questões relacionadas à tecnologia assistiva e, conseqüentemente, à equiparação e promoção dos direitos humanos.

Para a formulação das bases conceituais de “Tecnologia Assistiva” no Brasil, Amorim *et al.* (2009, p. 13) realizaram uma pesquisa com base em três termos chaves: Ajudas Técnicas (*Ayudas Técnicas*), Tecnologia Assistiva (*Assistive Technology*) e Tecnologia de Apoio¹⁵.

Os autores levantaram duas vertentes para os conceitos de “Tecnologia Assistiva”: uma caracteriza o termo pela sua finalidade de utilização, ou seja, serve para aliviar ou neutralizar a deficiência, incapacidade ou desvantagem; e a outra, com o objetivo de eliminar ou compensar a deficiência. O foco desses conceitos está atrelado à inclusão social das pessoas com deficiência.

Além desses critérios, o estudo também revelou a necessidade de se conhecer os conceitos de Desenho Universal e Tecnologia Social, os modelos de sistemas de prestação de serviços e os tipos de tecnologia assistiva. Para uma melhor conceituação do termo, o CAT se pautou em cinco critérios, que são:

1. Área do conhecimento;
2. Interdisciplinaridade;
3. Objetivos (promoção da funcionalidade (atividade e participação) da pessoa com deficiência, com mobilidade reduzida, ou idosa, visando à autonomia, à independência e qualidade de vida e à inclusão social);
4. Composição (produtos, recursos, estratégias, práticas, processos, métodos e serviços);
5. Considerar os princípios do Desenho Universal e da Tecnologia Social. (BRASIL, 2004)

Como o termo “Tecnologia Assistiva” está associado aos princípios de Desenho Universal e Tecnologia Social, é necessário definir tais princípios. Segundo consta na norma NBR 9050 da ABNT (2004, p. 3), “Desenho Universal é aquele que visa a atender à maior gama de variações possíveis, das características antropométricas e sensoriais da população”.

---

¹⁵ Tecnologia de Apoio, tradução de Portugal para o termo inglês *Assistive Technology*.

Outra definição sobre Desenho Universal foi apresentada pelo Decreto nº 5.296 de 2004 e nesta definição pode-se observar a preocupação com o desenvolvimento de produtos.

Desenho Universal é a concepção de espaços, artefatos e produtos que visam a atender simultaneamente a todas as pessoas, com diferentes características antropométricas e sensoriais, de forma autônoma, segura e confortável, constituindo-se nos elementos ou soluções que compõem a acessibilidade. (BRASIL, Decreto nº 5.296 de 2004, Art. 8º, Inciso IX)

A essência do conceito de Tecnologia Social, agregado ao conceito de Desenho Universal, traz uma relação de forças fundamentais entre as diversas propostas conceituais para o termo “Tecnologia Assistiva”, pois ambos os conceitos visam a atingir o desenvolvimento social e tecnológico, com o objetivo de favorecer o bem estar do ser humano.

Tecnologia Social é um conjunto de técnicas e metodologias transformadoras, desenvolvidas e/ou aplicadas na interação com a população e apropriadas por ela, que representam soluções para inclusão social e melhoria das condições de vida. (Instituto de Tecnologia Social - ITS Brasil¹⁶)

Diante de tantos conceitos que envolvem o termo “Tecnologia Assistiva”, Galvão Filho (2009 *apud* Sasaki, 1996) cita, em seu artigo, outra preocupação sobre o assunto: o problema da tradução do termo “Tecnologia Assistiva”, do inglês para o português. Neste artigo o autor cita a proposta do professor Romeu Kazume Sasaki, do final da década de 90, a que se baseou em algumas razões etimológicas.

A palavra "assistiva" ainda não existe nos dicionários da Língua Portuguesa, como o termo "*assistive*" também não consta nos dicionários de Língua Inglesa, pois, trata-se de uma palavra que vai surgindo aos poucos no universo vocabular técnico e/ou popular; é um fenômeno rotineiro das línguas vivas. Assistiva (que significa alguma coisa "que assiste, ajuda, auxilia") segue a mesma formação das palavras com o sufixo "tiva", já incorporadas ao léxico português. Nestes tempos em que o movimento de vida independente vem crescendo rapidamente em todas as partes do mundo, o tema tecnologia assistiva insere-se obrigatoriamente nas conversas, nos debates e na literatura. Urge, portanto, que haja uma certa uniformidade na terminologia

---

¹⁶ Instituto de Tecnologia Social - ITS Brasil: Associação de direito privado fundado em 04 de Julho de 2001, qualificada como OSCIP (Organização da Sociedade Civil de Interesse Público) conforme Lei 9.790/99 e publicação no Diário Oficial da União, nº 209 – Ministério da Justiça - Seção 1, de 28 de outubro de 2002.

adotada, por exemplo, com referência à confecção/fabricação de ajudas técnicas e à prestação de serviços de intervenção tecnológica, junto a pessoas com deficiência. (SASSAKI, 1996, Disponível em: <http://www.assistiva.com.br/tassistiva.html>. Acessado em: 22 mar. 2012)

Embora o termo “Tecnologia Assistiva” seja amplamente utilizado no meio acadêmico, ressalta-se que, tendo em vista a ausência de um consenso no referencial internacional, o CAT propôs que os termos “Tecnologia Assistiva”, “Ajudas Técnicas” ou “Tecnologia de Apoio” continuassem, a princípio, sendo utilizados como sinônimos. Nesta tese será adotado o termo "Tecnologia Assistiva", respeitando a recomendação do órgão público.

No QUADRO 2.7, são apresentados os conceitos de “Tecnologia Assistiva” e o conceito oficialmente utilizado no Brasil, o qual foi elaborado pelo CAT e aprovado em reunião plenária de 14 de dezembro de 2007

QUADRO 2.7 – Conceitos do Termo Tecnologia Assistiva.

REF.	ORIGEM	ANO	TERMO	CONCEITOS
ADA	EUA	1990	Tecnologia Assistiva	Tecnologia Assistiva significa qualquer item, peça de equipamento, ou um sistema de produto, quer seja adquirido comercialmente, modificado ou customizado, que é usado para aumentar, manter ou melhorar as capacidades funcionais de indivíduos com deficiências. O termo serviço de tecnologia assistiva significa qualquer serviço que diretamente assiste um indivíduo com uma deficiência na seleção, aquisição, ou uso de um recurso de tecnologia assistiva.
Cook & Hussey	EUA	1995	Tecnologia Assistiva	Tecnologia Assistiva é uma ampla gama de equipamentos, serviços, estratégias e práticas concebidas e aplicadas para minorar os problemas funcionais encontrados pelos indivíduos com deficiência.
Decreto nº 3.298	Brasil	1999	Ajudas Técnicas	Consideram-se ajudas técnicas, para efeitos deste Decreto, os elementos que permitem compensar uma ou mais limitações funcionais motoras, sensoriais ou mentais, da pessoa portadora de deficiência, com o objetivo de permitir-lhe superar as barreiras da comunicação e da mobilidade e de possibilitar a inclusão social.
EUSTAT	União Europeia	1999	Tecnologia de Apoio	Conceito atrelado ao Desenho Universal que indica a adaptação do meio à população, ou seja, quaisquer produtos e serviços destinados ao público em geral também podem ser utilizados por idosos e pessoas com deficiências. São tecnologias que permitem compensar limitações funcionais específicas, de modo a facilitar ou possibilitar as atividades da vida quotidiana.
Lei nº 10.098	Brasil	2000	Ajudas Técnicas	Consideram-se ajudas técnicas os produtos, instrumentos, equipamentos ou tecnologia adaptados, ou especialmente projetados para melhorar a funcionalidade de pessoa portadora de deficiência, ou com mobilidade reduzida, favorecendo autonomia pessoal, total ou assistida.
ISO 9999	EUA	2002	Tecnologia Assistiva	Tecnologia Assistiva é qualquer produto, instrumento, equipamento, ou sistema tecnológico, de produção especializada ou comumente à venda, utilizado por pessoa com deficiência, para prevenir, compensar, atenuar, ou eliminar uma deficiência, incapacidade, ou desvantagem.
CEAPAT, MTAS	Espanha	2006	Tecnologia de Apoio	Qualquer tecnologia da qual possam derivar-se as ajudas técnicas, entendidas como qualquer produto, instrumento, equipamento, ou sistema técnico utilizado por uma pessoa com deficiência, fabricado especialmente, ou disponível no mercado, para prevenir, compensar, atenuar, ou neutralizar a deficiência, a limitação da atividade ou as dificuldades, para a participação.
ISO 9999	EUA	2007	Tecnologia Assistiva	Qualquer produto (incluindo dispositivos, equipamentos, instrumentos, tecnologia e software) fabricado especialmente, ou geralmente disponível no mercado, para prevenir, compensar, controlar, atenuar ou neutralizar deficiências, limitações e restrições nas atividades participativas.
CAT, SEAD	Brasil	2007	Tecnologia Assistiva	Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar que engloba recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade relacionada à atividade e à participação de pessoas com deficiência, incapacidade, ou mobilidade reduzida, visando a sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social.
SNRIPD & CNAT	Portugal	2009 / 2005	Ajudas Técnicas	Entende-se por Ajudas Técnicas qualquer produto, instrumento, estratégia, serviço e prática, utilizados por pessoas com deficiência e por pessoas idosas, especialmente produzidas, ou geralmente disponíveis para prevenir, compensar, aliviar ou neutralizar uma deficiência, incapacidade, ou desvantagem e melhorar a autonomia e a qualidade de vida dos indivíduos.

Fonte: ISO 9999 (2007); AMORIM *et al.* (2007); BRASIL (1999 e 2009); GALVÃO FILHO (2009);

2.3.1 Cadeiras de Rodas

2.3.1.1 Classificações das Cadeiras de Rodas

As cadeiras de rodas são, normalmente, classificadas nos catálogos dos fabricantes quanto à sua forma construtiva (fixa, ou dobrável), material empregado (aço, ou alumínio), ou pela sua aplicabilidade de uso. Cooper (1998) *apud* Abate (2011, p. 120) confirma essa tendência e apresenta uma classificação didática e categoriza as cadeiras de rodas em manual, motorizada, especializada e esportiva, ou recreacional.

Lianza (2002), em seus estudos, também sugeriu quatro classificações para as cadeiras de rodas: aquelas de armação rígida para uso interno e emergencial; as cadeiras de rodas com sistema de dobragem, utilizada para ambiente interno e externo e com uma morfologia que facilite o transporte e armazenamento; as motorizadas e as utilizadas para a prática do esporte, que possuem um desenho aerodinâmico com materiais leves e altamente tecnológicos.

As cadeiras de rodas são artefatos que podem sofrer adequações para auxiliar na adequação postural e no processo de reabilitação. Essa adequação irá intervir, segundo Almeida (2005, p. 595), na escolha do modelo de cadeira, no controle da postura e na administração das deformidades, de modo a adequar a pessoa com deficiência física (motora) ao meio ambiente.

Embora haja diferentes classificações para as cadeiras de rodas, a morfologia desses equipamentos continua sendo a mesma, independente do fabricante e aplicação. Segundo Carriel (2007, p.17), a história do objeto mostra que houve pouquíssima preocupação na evolução do design morfológico desses produtos.

A seguir, apresenta-se um painel com diferentes tipologias de cadeiras de rodas, iniciando-se com a rústica cadeira de Stephen Farfler, do século XVII, até aos atuais modelos desenvolvidos com diferentes sistemas de propulsão (manual e motorizado), materiais e estruturas.

2.3.1.2 Tipologias de Cadeira de Rodas

QUADRO 2.8 – Cadeira de Rodas Históricas do Século XVII até XIX.

Séc. XVII	Séc. XVII	Séc. XVIII	Séc. XVIII	Final do Séc. XVIII	Séc. XIX
Cadeira de rodas desenvolvida pelo alemão Stephen Farfler, considerada a primeira cadeira de rodas. Artefato inspirado no invento de John Haustach. Alemanha, 1655.	Cadeira de rodas com fortes traços medievais com três pontos de apoio.	Cadeira de rodas com guarda sol, rodas distanciadas para comportar o volume das roupas.	Cadeira de rodas denominada “Seating” ainda com aparência de trono.	Cadeira de rodas para a elite, denominada de Cadeira de Bath, desenvolvida por John Dawson, apresenta a estabilidade dos três pontos de apoio, barra de direção e manobra, capota sanfonada e barra traseira para propulsão. Inglaterra, 1783.	Cadeira de rodas com encosto alto, pega para manobras, apoiadores de braços e pés. Europa.

Adaptado de: CARRIEL (2007).

QUADRO 2.9 – Cadeiras de Rodas do Início do Século XX.

1869	1910	1916	1918	1923	1925	1925
Cadeira de rodas exposta no “ <i>Museum of disABILITY History</i> ”, como sendo a primeira cadeira patenteada nos EUA, 1869.	Cadeira de rodas polonesa em madeira e assento e encosto de palha, 1910.	Cadeira de rodas em fibra da cana de açúcar. A principal característica é a leveza, 26 kg com as rodas. Atualmente as cadeiras de rodas pesam 60 kg. Índia, 1916.	Cadeira de rodas exposta no “ <i>Victoria and Albert Museum</i> ”. Inglaterra 1918.	Cadeira de rodas dobrável em madeira, da empresa “ <i>Carters Engleska</i> ”, 1923.	Cadeira de rodas da Legendarni modelo Fanok-26, ponto de apoio traseiro, 1925.	Cadeira de rodas em três pontos de apoio da Legendarni DIN-Fanok, com barra de direção e alavancas de propulsão, 1925.

Adaptado de: CARRIEL (2007).

QUADRO 2.10 – Cadeiras de Rodas da Década de 1930 a 1975, um Período Marcado pelas Patentes, Motorização e um Design Preocupado com a Infância.

1930	1930	1935	1936	1945	1974	1975
Cadeira de rodas com estrutura de aço e assento/encosto de madeira com três pontos de apoio.	Cadeira de rodas da Eslovênia construída em madeira.	Cadeira de rodas robusta com estrutura tubular em aço carbono.	Primeira cadeira de rodas dobrável pelo sistema em "X", patenteada pela empresa americana E&J, 1936.	Cadeira de rodas utilizada pelo presidente americano Franklin D. Roosevelt, acervo do "FDR Presidential Library and Museum", 1945.	Cadeira de rodas motorizada. Designer Jörgen Frey, Gesamthochschule de Essen (Alemanha). Premio Braun 1974 - menção honrosa.	Cadeira de rodas infantil. Designer Suzana Sacchi Padovano, 1975/77.

Adaptado de: CARRIEL (2007).

QUADRO 2.11 – Cadeiras de Rodas do Ano 1980 a 1986, a Cadeira Ortoestática, os Prêmios de Design e o Ano Internacional da Deficiência.

1980	1982	1982	1986	1986
Cadeira de rodas ortoestática desenvolvida pelo Grupo EquipHos do Hospital Sarah Kubitschek, Brasília-DF. Recebeu o prêmio "IF Design Product Award" em 2004.	Design conceitual de cadeira de rodas para idosos com assento segmentado, propulsão traseira, desenvolvida pelo Grupo de Desenvolvimento de Produto Hanau, Bernhard Bürdek, 1982.	Modelo de cadeira de rodas com roda de propulsão na dianteira, desenvolvido pelo Grupo de Desenvolvimento de Produto de Hanau. Bernhard Bürdek, 1982.	Cadeira de rodas ortoestática denominada "Sit-Up / Stand-Up Wheelchair", projeto de Andreas Bergstrasser, Braun, 1986.	Cadeira de rodas para a prática de esporte, denominada "Impulse Racing Wheelchairs", com design de Lee R. Thorn da E&J, EUA.

Adaptado de: CARRIEL (2007).

QUADRO 2.12 – Cadeiras de Rodas do Ano 1986 ao 2001, Aspectos do Design Social

1986	1988	1989	1999	2000	2001
Cadeira de rodas para prática de esporte, denominada “Champion 3000” com design de Reiner Kuschall da Paratec AG, Suíça.	Cadeira de rodas denominada “The Lindle Wheel Chair - Conceptual” desenvolvido pela designer Linda Petchnick	Cadeira de rodas “Mekong” desenvolvida pelos estudantes David Constantine and Simon Gue da Royal College of Art . Fundação Social “Motivation” da Inglaterra.	Cadeira de rodas para banho, produzida em plástico injetado. Denominada “Clean” para a Etac da A&E Design. Suécia.	Ilustração de uma cadeira de rodas desenvolvida pelo médico inglês Huckstep, faz uso de peças de cadeira e bicicleta. Projeto social para as vítimas de minas terrestres na Uganda, 2000.	Cadeira de rodas do projeto social “Free Wheelchairs Mission” para atender aos carentes da Somália. Custo da cadeira de rodas é de \$63,94.

Adaptado de: CARRIEL (2007).

QUADRO 2.13 – As Cadeiras de Rodas Comercializadas no Início do Século XXI.

2000	2010	2010	2010	2010	2010
Cadeira de rodas da Yamaha Motor Company “JWII”, dotada do módulo PAS (Power Assistant System), sistema de propulsão elétrico que amplia a força aplicada.	Cadeira de rodas modelo AVD Alumínio fabricada pela OrtoBrás, Barão, RS.	Cadeira de rodas motorizada modelo Freedom Clean, fabricada pela Freedom, Pelotas, RS.	Cadeira de rodas motorizada “Jaguar”, da Baxamann-Jaguaribe.	Cadeira de rodas “Boing!” com amortecedores, para esporte, desenvolvida pela Colours Wheelchairs, EUA.	Cadeira de rodas Panthera X da ortomix, produto importado da Suécia. Considerada a cadeira de rodas mais leve do mundo, pesando 4,2 kg, sua estrutura pesa 2,1 kg.

Adaptado de: CARRIEL (2007).

QUADRO 2.14 – Design Conceito de Cadeiras de Rodas do Início do Século XXI.

1999	2005	2006	2006	2006	2007
Cadeira de rodas de equilíbrio que utiliza o módulo "Independence iBOT Mobility System" desenvolvida pelo Dean Kamen da Segway Inc..	<i>Toyota i-Unit</i> é um conceito de veículo que mistura um microcar, uma motocicleta e um exoesqueleto. Foi apresentado pela primeira vez na Expo Mundial de <i>Aichi Prefecture</i> no Japão.	Protótipo de cadeira de rodas de propulsão manual desenvolvida por Baltar <i>et al.</i> da Universidade de Vigo. Espanha. (O mesmo monobloco é utilizado para cadeira rígida, motorizada e assistencial.)	"MIO" é protótipo de cadeira de rodas elétrica desenvolvida pela Suzuki.	Cadeira de rodas "i-swing" da Toyota, design de Hideo Miwa.	Cadeira de rodas modelo "C400 Aeron" da Permobil, assento da <i>Aeron Chair</i> , da Herman Miller, e design desenvolvido por Don Chadwick e Bill Stumpf em 1994.
2007	2008	2008	2009	2009	2010
Cadeira de rodas "P'gasus", conceito desenvolvido pela <i>Porsche Design Studio</i> .	Cadeira de rodas "Home Care Chair" desenvolvida pelo designer Christen Halter	Cadeira de rodas "i-Real" da Toyota.	Cadeira de rodas "HEROes" desenvolvida pelo estudante Jairo da Costa Junior, da Universidade do Vale do Itajaí - Univalle e premiada no "iF Concept Award 2009"	Cadeira de rodas "Wasuke", um terço das rodas pode ser removido, para que usuário consiga entrar e sair com facilidade. Novidade foi apresentada no evento <i>Home Care and Rehabilitation Exhibition</i> , realizado em Tóquio, 2009.	Cadeira de rodas "iBOT" desenvolvida por Dean Kamen, em 1999, da empresa DEKA. Passou por um re-design feito por David Bulfin.

Adaptado de: CARRIEL (2007).

QUADRO 2.16 – As cadeiras de rodas comercializadas para o lazer e prática do esporte do início do século XXI.

2010	2010	2010	2010	2010
Cadeira de rodas "Tropical", da OrtoBrás, Barão, RS.	Cadeira de rodas para jogo de tênis fabricada pela Ortomix, Aparecida de Goiânia, GO.	Cadeira de rodas "Landeez Beach" da BeachcartsUSA.	Cadeira de rodas modelo "Trekinetic GT-3 Active Sport Pro" exclusiva para a prática de esportes radicais. Reino Unido.	Cadeira de rodas "Speed Racing", para competição, fornecida pelo representante comercial Alphamix, Aparecida de Goiânia, GO.

Adaptado de: CARRIEL (2007).

QUADRO 2.16 – As cadeiras de rodas comercializadas para o lazer e prática do esporte do início do século XXI.

2010	2010	2010	2010	2010
Cadeira de rodas "Tropical", da OrtoBrás, Barão, RS.	Cadeira de rodas para jogo de tênis fabricada pela Ortomix, Aparecida de Goiânia, GO.	Cadeira de rodas "Landeez Beach" da BeachcartsUSA.	Cadeira de rodas modelo "Trekinetic GT-3 Active Sport Pro" exclusiva para a prática de esportes radicais. Reino Unido.	Cadeira de rodas "Speed Racing", para competição, fornecida pelo representante comercial Alphamix, Aparecida de Goiânia, GO.

Adaptado de: CARRIEL (2007).

2.3.2 As Cadeiras de Rodas Nacionais

Para conhecermos a produção das cadeiras de rodas nacionais, foram realizadas visitas técnicas a feiras tecnológicas e entrevistas com os representantes comerciais, com o objetivo de conhecer os fabricantes e os respectivos produtos.

Essa etapa, consiste no levantamento das especificações técnicas dos modelos de cadeiras de rodas disponíveis. Os materiais consultados incluíram os catálogos impressos e virtuais, os quais foram coletados nas feiras tecnológicas e no site dos fabricantes, na internet.

Entre os anos de 2010 e 2013, visitaram-se as feiras de “Tecnologia em Reabilitação, Inclusão e Acessibilidade” (Reatech) e de “Produtos, Equipamentos, Serviços e Tecnologia para Hospitais, Laboratórios, Farmácias, Clínicas e Consultórios” (Hospitalar); ambas as feiras são de alcance internacional.

O objetivo deste levantamento foi conhecer o nível do desenvolvimento tecnológico empregado nas estruturas das cadeiras de rodas, os materiais e demais dispositivos. Verificar se os produtos possuem ajustes para adequação às necessidades do ser humano e se os dimensionais estão de acordo com as normatizações nacionais e/ou internacionais.

Segundo Marconi e Lakatos (1996) e Levin (1985), o universo da pesquisa, é definido pelo conjunto de elementos que partilham de, pelo menos, uma característica em comum. Dessa forma, o QUADRO 2.16 traz a delimitação do universo amostral de cadeiras de rodas, donde foi selecionado apenas um modelo para ser utilizado como referencial tecnológico desta pesquisa.

Neste quadro, apresentamos a classificação das cadeiras de rodas em categorias adotada pelos respectivos fabricantes e a quantidade de modelos em cada um desses grupos. Vale ressaltar que não há um consenso, entre os fabricantes, na padronização dessas categorias. Para se conhecer cada um dos modelos, consultar o APENDICE E, p. 481-485.

QUADRO 2.16 - Amostragem de Cadeiras de Rodas Fabricadas por Empresas Brasileiras

Empresa	Ano Tipo	Local	Fundador/ Diretor	Classificação dos Produtos (Qtd. de Modelos)	Total de modelos em catálogo
Jaguaribe	1979	São Paulo, SP	Mara Servan	1. Alumínio (13) 2. Aço Carbono (12) 3. Banho (11) 4. Esportiva (1) 5. Hospital (2) 6. Infantil (9) 7. Motorizada (7) 8. Especiais (3)	58
Ortobrás	1982	Barão, RS	Ricardo Hummel	1. Linha Adulto (12) 2. Linha Higiene (2) 3. Linha Infantil (5) 4. Linha Motorizada (3) 5. Linha Postural (4) 6. Linha Scooters (2)	28
Freedom	1986	Pelotas, RS	Gino Muenzer Salvador	1. Cad. Manuais em Aço Carbono (6) 2. Cad. Manuais Duralumínio (3) 3. Cad. Motorizadas (13)	22
CDS	1998	São Paulo, SP	---	1. Cad. de Rodas (16) 2. Cadeiras para Banho (5)	21
Ortomix	2005	Aparecida de Goiânia, GO	Wander Saraiva de Carvalho	1. Linha Dinâmica Adulto (20) 2. Linha Dinâmica Infantil (11) 3. Linha Dinâmica Sport (5) 4. Linha Confort (9) 5. Linha Standard Mix (19) 6. Linha Standard Mix Econômica (13) 7. Cadeiras importadas (10) 8. Linha Ultra Lite Monobloco (7) 9. Linha Dobrável Ultra Lite (7) 10. Linha Esportiva (7) 11. Postural (3) 12. Cadeiras Motorizadas (3) 13. Scooter Médio 3R (1) 14. Scooter de 4 Rodas (1) 15. Scooter Super 4R (4) 16. Mini Scooter de 4R (1)	121
TOTAL DE MODELOS					250

Observação: Consultar o catálogo iconográfico no APÊNDICE E, p.481-485, das cadeiras de rodas selecionadas para a primeira abordagem.

Fonte: Portal na internet das respectivas empresas, folders e catálogos impressos.

2.3.2.1 Fabricantes de Cadeiras de Rodas do Brasil.

Neste tópico, será apresentado um breve histórico de cinco fabricantes de cadeiras de rodas nacionais e a respectiva produção material, abrangendo os diferentes modelos de cadeiras entre outros produtos. Geograficamente essas empresas estão localizadas em três estados brasileiros, sendo duas no estado de São Paulo, uma em Goiás e as outras duas no Rio Grande do Sul.

A empresa Baxmann-Jaguaribe é a mais antiga fabricante de cadeiras de rodas do Brasil, fundada na cidade de São Paulo, em 1947, hoje é considerada, no ramo a maior empresa da América Latina. Possui uma participação no mercado nacional de 70%, segundo consta no portal da empresa, na internet.

Até o ano de 2013, a Baxmann-Jaguaribe possuía uma gama de 58 modelos de cadeiras de rodas em catálogos. Distribuídas da seguinte forma: 12 e 13 modelos, respectivamente, em aço carbono e alumínio e 11 modelos de cadeiras para banho. Para o ramo esportivo conta com um modelo, enquanto que para o uso hospitalar, infantil e motorizadas possuem, respectivamente, dois, nove e sete modelos.

A Baxmann-Jaguaribe, também, comercializa três modelos de cadeiras de rodas especiais, uma desenvolvida, exclusivamente, para as Casas André Luís¹⁷ (FIGURA 2.54) e as outras para uso em resgate (FIGURA 2.55) e para o público obeso (FIGURA 2.56).

FIG. 2.54

FIG. 2.55

FIG. 2.56

FIGURA 2.54 - Cadeira de rodas André Luís.

FIGURA 2.55 - Cadeira de rodas para resgate.

FIGURA 2.56 - Cadeira de rodas para obesos.

¹⁷ Centro Espírita Nosso Lar Casas André Luiz, foi fundado em 28 de janeiro de 1949. Instituição de caráter filantrópico, sem fins lucrativos que atende gratuitamente pessoas com deficiência intelectual com ou sem deficiência física associada. Disponível em: <<http://casasandreluiz.org.br>> Acesso em: 20 set. 2013.

A Ortobrás Indústria e Comércio de Ortopedia Ltda. é a segunda empresa mais antiga do Brasil. Fundada em 25 de agosto de 1982, pelo Sr. Ricardo Hummel, na cidade de Barão, interior do Rio Grande de Sul. O potencial de mercado da empresa hoje é a comercialização de mais de 50 mil cadeiras de rodas no ano, além de outros produtos como elevadores veiculares e prediais.

A contribuição da Ortobrás para a cultura material brasileira iniciou com um projeto de um câmbio mecânico, o qual despertou grande interesse e expectativa do mercado por ser de baixo custo, se comparado com o automático.

Segundo consta no site da empresa na internet, em 1984 a Ortobrás desenvolveu o primeiro sistema mecânico de elevação da cadeira de rodas, para transportá-la no teto do carro. Embora o produto tenha sido patenteado no Brasil, foi copiado e hoje é comercializado em diversos países, a exemplo do “*Chair Topper*” da *Braun Ability* (FIGURA 2.57).

Em 1986, a empresa deu início à fabricação das cadeiras de rodas projetadas com o foco na praticidade e durabilidade e, lançou o modelo Gazela Ultralite (FIGURA 2.58), produzida em liga de alumínio aeronáutico e com um novo sistema de desmontagem rápida nas quatro rodas, denominado “*Quick Release*”.

FIG. 2.57

FIG. 2.58

FIGURA 2.57 - Sistema mecânico para elevação de cadeira de rodas da Braun Ability.

FIGURA 2.58 - Cadeira de rodas motorizada modelo Gazela Ultra Lite da Freedom.

A Ortobrás vem acumulando ao longo desses últimos 30 anos, significativas contribuições no desenvolvimento de recursos de tecnologia assistiva. Hoje, o portfólio de cadeira de rodas da empresa oferece 28 tipos, proporcionando às pessoas com necessidades específicas ou mobilidade reduzida uma oportunidade para escolher o produto que melhor atenda às expectativas.

No catálogo Ortobrás, a linha adulto traz 12 modelos de cadeira de rodas de propulsão manual. Vale destacar que um desses modelos é específico para o lazer, denominada cadeira Tropical (FIGURA 2.59). Já a linha higiene traz dois modelos de cadeiras de rodas para uso sanitário e banho. Sendo que um modelo possui dispositivo coletor sanitário e ambas são construídas em liga de alumínio.

As cadeiras de rodas da linha infantil somam cinco modelos, enquanto a linha postural possui quatro. As duas linhas merecem destaque por atenderem a crianças com faixa etária inferior a cinco anos (FIGURA 2.60). Já a linha motorizada possui três modelos e a linha de *scooters* quatro; dos modelos motorizados destacamos o design da cadeira “Office” (FIGURA 2.61).

FIG. 2.59

FIG. 2.60

FIG. 2.61

FIGURA 2.59 - Cadeira de rodas modelo *Tropical* da Ortobrás.

FIGURA 2.60 - Cadeira de rodas modelo *Ultra Lite 2000 Infantil* da Ortobrás.

FIGURA 2.61 - Cadeira de rodas modelo *Office* da Ortobrás.

Outra empresa de grande destaque no Brasil é a Freedom Veículos Elétricos Ltda., localizada na cidade de Pelotas no Rio Grande do Sul, teve seu início marcado pela relação entre pai e filho. O Sr. Gino Muenzer Salvador, no ano de 1986, buscava soluções plausíveis na área de recurso de tecnologia assistiva, para suprir a dificuldade de locomoção de seu filho, diagnosticado com distrofia muscular.

A cadeira de rodas motorizada seria a melhor solução, pois proporcionaria maior qualidade de vida e liberdade. A dificuldade estava na aquisição do produto devido ao elevado custo que na época era superior a 10 mil dólares e o tempo de importação.

Na incansável busca, o senhor Gino se depara com o senhor Miguel Esteves Gonzales, que na época produzia cadeiras de rodas motorizadas na cidade de Pelotas/RS, por um valor de 1.800 dólares. Em junho de 1991, o senhor Gino

tornou-se sócio de Miguel e, em dezembro daquele mesmo ano, lançaram o primeiro modelo de cadeira de rodas motorizada, denominada Freedom (FIGURA 2.62), com um custo 35% menor em relação a qualquer produto similar do mercado.

Em 1994, a linha de produtos foi ampliada com o lançamento da cadeira de rodas comandada com o queixo, direcionadas para as pessoas tetraplégicas. Ainda nesse mesmo ano, a Freedom juntamente com alguns políticos da época, iniciou uma luta para novas políticas públicas, na isenção dos impostos que taxavam os recursos de tecnologia assistiva.

A Freedom, paralelamente a esse papel social, continuou ampliando seu catálogo com cadeiras de rodas, comercializando também as motorizadas para crianças com Paralisia Cerebral (PC), uma linha completa de cadeiras de propulsão manual e de acessórios.

Em 1998, lança uma linha de comandos micro-processados e de veículos elétricos, possibilitando a integração das pessoas com mobilidade reduzida. Um ano depois, lança a “Scooter Freedom Super” um triciclo elétrico, bastante utilizado por idosos em grandes supermercados e no uso diário do deficiente físico.

Outra inovação da Freedom, em 1999, foi o lançamento do kit de motorização “Freedom Electric Motor Bike”, para bicicleta aro 26 e, em 2000, duas novas linhas de produtos são incorporadas a produção, a de bicicletas elétricas (FIGURA 2.63) e de guincho motorizado.

FIG. 2.62

FIG. 2.63

FIGURA 2.62 - Cadeira de rodas elétrica Freedom Clean da Linha Saúde.

FIGURA 2.63 - Bicicleta Elétrica Freedom Mountain Bike Masculina da Linha Lazer.

A Freedom Veículos Elétricos Ltda. é a única empresa de cadeiras de rodas motorizadas e de veículos elétricos da América Latina, com tecnologia nacional e própria; traz o conceito de produtos ecologicamente corretos e com custos que condizem com a realidade econômica dos países situados no continente sul-americano.

Hoje, a linha saúde da Freedom apresenta um rol de produtos com quatro modelos de guinchos, seis modelos de triciclos e 24 tipos de acessórios para cadeiras de rodas, além de 22 modelos de cadeiras de rodas, sendo seis de propulsão manual em aço carbono, três em duralumínio e 13 modelos motorizadas, totalizando 22 produtos.

A CDS Cadeira de Rodas é outra empresa localizada em São Paulo, fundada em 1998, atende exclusivamente o território nacional. Possui 21 modelos de cadeiras de rodas de propulsão manual, sendo 16 cadeiras para Atividade da Vida Diária (AVDs) e cinco para uso sanitário e banho.

A cadeira de rodas denominada “Econômica” (FIGURA 2.64) é a de menor custo no mercado nacional. Devido às características técnicas, seu uso é específico e restrito, direcionado apenas para o transporte institucional e momentâneo.

Outros modelos também merecem destaque, como a cadeira “Max Obeso” (FIGURA 2.65) que possui o assento/encosto com uma largura acima de 45 cm. A cadeira com rodas invertidas (FIGURA 2.66) que proporciona ao indivíduo com restrições biomecânicas mais facilidade na propulsão.

O modelo “Confort” (FIGURA 2.67), pela leveza e pode dispor do sistema “Quick Release” nas rodas traseiras. Todos esses modelos possuem o quadro com sistema de dobramento em “X”.

FIG. 2.64

FIG. 2.65

FIG. 2.66

FIG. 2.67

FIGURA 2.64 - Cadeira de rodas Econômica.

FIGURA 2.65 - Cadeira de rodas Max Obeso.

FIGURA 2.66 - Cadeira com rodas invertidas.

FIGURA 2.67 - Cadeira de Rodas Confort.

A Ortomix Indústria e Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda. é a mais nova indústria de cadeiras de rodas do Brasil, está localizada em Aparecida de Goiânia/GO. Foi fundada em 2005 pelo senhor Wander Saraiva de Carvalho, que foi vítima de um acidente automobilístico, em 1985, que o deixou paraplégico.

Antes da Ortomix, o senhor Wander fundou a Ortopedia Brasil, em 2002, uma completa oficina ortopédica; a empresa se tornou especializada na fabricação, comercialização e distribuição de produtos para a reabilitação, como órteses e próteses.

A ideia de fundar a Ortopedia Brasil e a Ortomix, iniciou pela busca de ter uma melhor qualidade de vida, pois a partir daquele momento do acidente, estava ciente que teria que utilizar os recursos de tecnologia assistiva, para alcançar sua independência, mobilidade e integração social.

A Ortomix, com seu moderno setor industrial, produz cerca de 3500 cadeiras de rodas ao mês e, possui o maior número de modelos, com 121 produtos em catálogos abrange tanto as cadeiras de rodas de propulsão manual, quanto as motorizada e do tipo *Scooter*.

A Ortomix lançou, em 2011, a cadeira de rodas suéca *Panthera X* (FIGURA 2.68). Produzida em fibra de carbono é considerada a cadeira mais leve do mundo. Sua estrutura pesa 2,1 kg (FIGURA 2.69) e quando acoplado o sistema de deslocamento e suporte para o corpo o peso chega 4,2 kg.

FIG. 2.68

FIG. 2.69

FIGURA 2.68 - Cadeira de rodas *Panthera X*, da Ortomix.

FIGURA 2.69 - Estrutura da cadeira de rodas *Panthera X*.

O QUADRO 2.18 mostra o agrupamento dos produtos da Ortomix por linhas; consideraram-se nove linhas de produtos, sendo que quatro delas desmembram-se em outras classificações.

QUADRO 2.17 - Linhas de Produtos da Ortomix

LINHA	CLASSIFICAÇÃO	QTD. MODELOS	PRINCIPAL CARACTERÍSTICA
1. Dinâmica	Adulto	20	Dimensional antropométrico para diferentes faixas etárias, monobloco em aço e alumínio.
	Infantil	11	
	Sport	5	
2. Standard	Mix	19	Custo
	Mix Econômica	13	
3. Ultra lite	Monobloco	7	Leveza
	Dobrável	7	
4. Scooter	Médio 3R	1	Motorização
	4R	1	
	Super 4R	4	
	Mini 4R	1	
5. Esportiva		7	Para prática de esportes
6. Confort		9	Partes anatômicas
7. Importadas		10	Materiais
8. Postural		3	Para atender especificidades patológicas
9. Motorizadas		3	Monobloco motorizado

Fonte: Catálogo Ortomix e *site* na internet.

Outros produtos também merecem destaque: a cadeira *SW Estilo* (FIGURA 2.70) pode ser customizada atendendo as necessidades do indivíduo; o modelo *SW Ventura* (FIGURA 2.71) possui sistema de suspensão traseiro e a cadeira *SW Baby* (FIGURA 2.72) com cerca de 9 kg é a mais leve entre as infantis; pode ser personalizada a antropometria da criança.

FIG. 2.70

FIG. 2.71

FIG. 2.72

FIGURA 2.70 - Cadeira de Rodas *SW Estilo*.

FIGURA 2.71 - Cadeira de Rodas *SW Ventura*.

FIGURA 2.72 - Cadeira de Rodas *SW Baby*.

2.3.3 Aspectos Sociais das Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual

O estudo desenvolvido por Costa (2009), com pessoas que sofreram Lesão na Medula Espinhal (LME), elucida cinco diferentes representações sociais da cadeira de rodas, ou seja, a cadeira é um equipamento indispensável para realizar as Atividades da Vida Diária (AVDs), é a representação simbólica da deficiência. Pode ser vista, também, como meio de locomoção e transporte, como extensão dos membros inferiores e expressão de autonomia.

A cadeira de rodas é um recurso de tecnologia assistiva indispensável para a autonomia da pessoa com perda da motricidade do tronco inferior e nos membros inferiores. Porém, há um período natural de aceitação, para iniciar o uso desse equipamento, que vai variar de pessoa para pessoa e, muitas vezes dos próprios familiares desses indivíduos.

No estudo realizado por Costa (2009, p.86), esse conflito de aceitação é provocado, primeiramente, pelas alterações orgânicas decorrente da LME e pela possibilidade de sair do leito de internação hospitalar ou domiciliar. Porém, essa possibilidade de deixar o leito mostrará a atual condição de restrição de locomoção desse indivíduo e, conseqüentemente, os fatores de preconceito.

Segundo Rocha (1991), as representações sociais da deficiência física (motora) sempre tomam o corpo do deficiente como problemas fundamentais; e este é o princípio sob o qual vão surgir todas as construções de estigma, as injustiças da segregação e do preconceito e as propostas de intervenções como aquelas baseadas no modelo médico de deficiência.

A cadeira de rodas carrega desde tempos mais remotos, valores simbólicos trazidos pela deficiência e por uma sociedade excludente. As pessoas que tiveram seus movimentos alterados passam por duas fases significativas: a de aceitação do seu novo estado de saúde e do enfrentamento da sociedade que desconhece o trato e os direitos legais das pessoas com deficiência. (COSTA, 2009)

A cadeira de rodas, como meio de locomoção e transporte, traz condições para a integração social, garantindo o direito e a possibilidade de ir e vir. Segundo Costa (2009, p. 99), essa liberdade de movimento torna esse equipamento um facilitador da reorganização das atividades domésticas do cotidiano e até mesmo das mais complexas.

Os estudos de Garanhani *et al.* (2007), também citado por Costa (2009), mostram que os aspectos de satisfação da funcionalidade, que a cadeira de rodas proporciona aos usuários, traz uma importante condição de independência, por permitir as atividades básicas, como a transferência e a locomoção.

A representação da cadeira de rodas, como extensão dos membros inferiores e do corpo, é uma marca de eficiência e estilo. Demonstra a superação das pessoas com deficiência diante dos sentimentos de preconceito e estigmas, diante das transformações corporais e no uso desse equipamento. Ribas (2001, p. 76) aponta que, quando há vínculos do deficiente com o equipamento, as cadeiras de rodas, além de serem funcionais, passam a vestir o corpo dos deficientes e complementa o traje, oferecendo um estilo próprio e único ao indivíduo.

Segundo Costa (2009, p. 106), quando os indivíduos com deficiência sentem-se bem e seguros na cadeira de rodas, há um vínculo de cumplicidade entre usuário e objeto, o qual se transforma em valores de companheirismo, aliança e amizade e, nessa situação, passa da condição de complemento concreto do segmento corporal à condição do próprio corpo, a pessoa não distingue mais a divisão entre o corpo e a cadeira.

Para Ribas (2011, p. 75), não são as cadeiras de rodas e demais equipamentos assistivos que oferecem às pessoas com deficiência os seus préstimos e sua amizade, e sim, o avanço tecnológico, que proporciona o desenvolvimento de equipamentos eficientes e facilitadores da inclusão social.

A cadeira de rodas, para os sujeitos entrevistados por Costa (2009, p.110), apresenta-se como um equipamento facilitador da mobilidade corporal, que permite a liberdade de movimentos de parte ou do corpo inteiro e, principalmente, a capacidade de poder ir ou vir a qualquer lugar. Para as pessoas com deficiência física (motora), ou mobilidade reduzida isso é a real expressão da autonomia.

De uma maneira geral, a cadeira de rodas é vista como símbolo da deficiência; porém, o indivíduo com deficiência só passa a aceitá-la quando percebe que suas limitações funcionais podem ser reduzidas.

Para Costa (2009, p. 112), a cadeira de rodas é um dos recursos de tecnologia assistiva que atinge sua caracterização máxima, como representação social, quando proporciona ao indivíduo sua autonomia, devolvendo a capacidade de locomoção que foi interrompida por uma doença ou por um trauma.

Diante do exposto, parte dessa caracterização das cadeiras de rodas de propulsão manual é responsabilidade do designer de produto. Portanto, as metas de projeto devem atingir concomitantemente à satisfação da função técnica e da viabilidade econômica. E, quando o produto for direcionado para a promoção da saúde, deve atender, principalmente, aos aspectos que envolvem tanto a segurança do indivíduo quanto do meio ambiente.

2.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Podemos compreender, pelo estudo da linha do tempo da deficiência, que o instinto primitivo do ser humano, em cuidar das pessoas com necessidades específicas, sempre foi natural. Porém, com a instauração das instituições (religiosas, públicas e privadas) esse instinto sofre transformações e ocorre a segregação dos deficientes, por serem considerados "*personae non gratae*" na sociedade.

Desde os períodos mais remotos da História, as pessoas deficientes foram perseguidas, humilhadas e excluídas da sociedade. Por conta da deficiência adquirida em combates de guerra, nos castigos recebidos, por ter cometido alguma infração, ou por ter sofrido algum acidente traumático no trabalho, eram consideradas inúteis, improdutivas e incapazes.

Avançando um pouco mais, na Idade Média, embora acolhidas pelas instituições de caridade, ainda sofriam punições, torturas, maus tratos e eram submetidas às sessões de exorcismo. No caso dos amputados, para não serem perseguidos, o uso de prótese era essencial para mascarar essa deficiência.

Embora algumas ações tenham sido realizadas, pode-se considerar que foi no século XIX que os valores morais e humanos diante da deficiência foram retomados. Novos centros médicos e de pesquisas na área da reabilitação, foram implantados; inicia-se o processo de equiparação dos direitos dos deficientes, e de conscientização social diante da condição da pessoa deficiente.

As conceituações da CID e da CIF contribuem para elucidar, no âmbito desta pesquisa, uma definição formal da deficiência. Entendemos que a deficiência pode ser conseqüências de aspectos pessoais (doenças), sociais e ambientais. A deficiência (*impairment*) gera uma incapacidade (*disability*) e, conseqüentemente,

uma desvantagem (*handicap*), a qual deverá ser analisada pelo grau de funcionalidade da pessoa deficiente e não pela sua incapacidade.

Entre as tipologias de deficiências, a ênfase foi dada para a deficiência física ou motora, que consiste basicamente na perda total ou parcial dos movimentos biomecânicos. Essa deficiência provoca uma demanda de uso de cadeiras de rodas, produto que visa a promover a locomoção e a mobilidade da pessoa.

O design é uma atividade projetual que se desenvolve por etapas ordenadas. Sempre parte do conhecimento de um problema e busca alcançar a solução com eventos que estão interligados entre si, a partir de um método pré-determinado.

Para Bürdek (1994), os dez princípios do bom design proposto por Dieters Rams devem estar associado à sistematização da tarefa projetual, e garantir que cada etapa seja minuciosamente desenvolvida por um método que proporcione ao design uma maior fluência, sentido e conhecimento.

A atividade projetual no design é uma tarefa de alta complexidade, pois demanda conhecimentos multidisciplinares advindos de diferentes campos, como da humanidade, da arte e criatividade, da engenharia e tecnologia e da economia e gestão. O resultado desse *mix* proporciona ao design significado, forma, função e seu valor.

Equipamentos como as cadeiras de rodas e tantos outros recursos de Tecnologia Assistiva, em sua maioria, são objetos que possuem essas qualidades deturpadas e/ou mal resolvidas. Certamente, por estarem associados ao estigma da deficiência, o que torna sua representação social comprometida e, por conta disso, a reinserção da pessoa com deficiência na sociedade, muitas vezes, acaba não acontecendo.

As premissas para o design responsável, segundo a visão de Papanek, Bonsiepe, Norman, Whiteley, Iida e Lelé, contribuíram para uma contextualização da prática de um design mais ético, verdadeiro e social.

As reflexões críticas, teóricas e o levantamento de alguns produtos de Tecnologia Assistiva, apresentados neste capítulo, foram essenciais para fundamentar a prática projetual das cadeiras de rodas e entender que esse objeto carece de estudos para proporcionar ao cadeirante maior mobilidade.

Neste capítulo, também foi discutido a definição da terminologia "Tecnologia Assistiva", seus sinônimos e os respectivos conceitos adotados por diferentes normas, leis, pesquisadores e órgãos que trabalham com essa temática.

Esse tópico proporcionou o entendimento preciso de que o objeto cadeira de rodas é classificado como recurso de tecnologia assistiva, para auxílio da mobilidade, e que apresenta diferentes tipologias morfológicas, diante das aplicabilidades clínicas e sociais.

A classificação das cadeiras de rodas está atrelada a sua forma construtiva, material empregado, ou pela sua aplicabilidade de uso. Para organização dos dados, uma classificação didática foi proposta, sendo cadeiras de rodas de propulsão manual, motorizada, especializada, esportiva ou recreacional.

Uma coletânea iconográfica foi elaborada para apresentar as diferentes tipologias de cadeiras de rodas utilizadas desde o século XVIII até os dias de hoje. Esse compêndio de imagens contribuiu para uma reflexão crítica projetual, no que tange o design morfológico desse equipamento.

Após esse apanhado histórico e tipológico, verificou-se o nível do desenvolvimento tecnológico das cadeiras de rodas produzidas e comercializadas no Brasil. Foram estudados cinco fabricantes e uma amostragem de 250 modelos de cadeiras de rodas.

O resultado dessa análise mostrou que as cadeiras de rodas apresentam morfologias similares. O material utilizado nas estruturas são o aço, o alumínio e a fibra de carbono, enquanto que nas pegas utilizam-se diferentes tipos de polímeros.

Percebeu-se que há preocupação ergonômica por parte dos fabricantes, embora nos catálogos as limitações dimensionais estejam presentes. Também não há um consenso de padronização na catalogação das cadeiras de rodas entre os fabricantes e o custo do produto é um fator distante da realidade da população.

A cadeira de rodas, segundo Costa (2009), possui cinco diferentes representações sociais: (a) A cadeira de rodas é um equipamento indispensável para realização das Atividades da Vida Diárias (AVDs); (b) Representação simbólica da deficiência (simbologia universal); (c) Meio de transporte e locomoção; (d) Extensão dos membros inferiores e (e) Expressão da autonomia.

Essas representações podem ser otimizadas pelo avanço tecnológico e pela atuação criativa do design de produto. Portanto, se essa atuação for planejada e executada com base em recomendações projetuais consolidadas por estudos científicos, as cadeiras de rodas podem ser equipamentos mais eficientes na sua usabilidade e mobilidade e se transformar em produtos facilitadores da integração da pessoa com deficiência motora na sociedade.

3 RECOMENDAÇÕES DE PROJETO PARA O DESIGN DE CADEIRA DE RODAS DE PROPULSÃO MANUAL

3.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Este capítulo de revisão da literatura, abrange os cinco sistemas que compõem uma cadeira de rodas convencional. Compreendem esses cinco sistemas: (1) a propulsão manual, (2) o deslocamento, (3) os dispositivos de suporte para o corpo, (4) o estrutural e o (5) morfológico. Cada um desses foram previamente definido no delineamento desta tese, no capítulo 1.

O objetivo deste capítulo foi agrupar as orientações de projeto validadas pela literatura científica disponível, para posteriormente serem empregadas como parâmetros norteadores no desenvolvimento do design de cadeiras de rodas de propulsão manual, visando à ampliação da mobilidade dos seus pacientes.

As informações aqui agrupadas também podem ser úteis para educadores físicos, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais, e demais profissionais da área da saúde, responsáveis pela orientação de uso e prescrição de uma cadeira de rodas, especialmente, se essa seleção for para buscar entre os produtos já produzidos e disponíveis no mercado, soluções mais adequadas às necessidades de mobilidade dos usuários.

Pesquisas apontam que as cadeiras de rodas de propulsão manual são equipamentos com sérios problemas de projeto e que acarretam danos à integridade física e ao estado de saúde do usuário. A seguir, serão apresentados alguns estudos que comprovam a ineficiência das cadeiras de rodas.

Nos estudos realizados pelas autoras Jorge e Alexandre (2005) com trabalhadores e pacientes de um hospital universitário (n=32), avaliaram a ergonomia de um modelo de cadeira de rodas e encontraram alguns problemas. Entre os resultados obtidos (QUADRO 3.1), as principais queixas foram a falta de manutenção do equipamento, como os rasgos nos tecidos do assento e encosto, a falta de apoio de braços e pés, rodas e rodízios tortos, que dificultam o deslocamento e a falta de suporte para bolsa de soro.

QUADRO 3.1 – Problemas da Cadeira de Rodas e Recomendações de Projeto

ITENS	PROBLEMAS CITADOS	RECOMENDAÇÕES
Encosto	Falta de segurança	Deve oferecer apoio para toda região dorsal: ser ajustável e de material resistente e confortável.
	Tecido pouco resistente	
	Desconfortável	
Assento	Desconfortável	Deve ser de material confortável, resistente e passível de higienização constante.
	Tecido pouco resistente	
Descanso para os braços	Descanso de tamanho e forma impróprios	Deve ser removível, ter formato anatômico e oferecer um apoio confortável e seguro.
	Descanso inadequado por falta de manutenção	
Apoio para os pés	Apoio com falta de partes e sem manutenção	Deve ser removível, composto por dois descansos de pés anatômicos, passível de escamotear e girar.
	Apoio fixo	
Dimensões	Largura estreita	Atender às dimensões antropométricas dos usuários.
	Altura baixa	
Estrutura (Peso)	Pesada	Deve ter uma estrutura leve e de diversos tamanhos para atender a diferentes biótipos.
	Boa se manutenção constante	
	Depende da condição de manutenção	
Rodas e rodízios	Não gira bem e às vezes ficam tortos tornando o manejo mais difícil.	Deve possuir travas, ser resistente e de fácil manejo.
	Não possui trava nos rodízios.	
Suporte para soro	Não possui suporte	Possuir suporte para soro com altura ajustável.

Fonte: JORGE E ALEXANDRE (2005, p.184 e 185)

Segundo Bergen¹⁸ (1993), citado por Jorge e Alexandre (2005, p.185) alguns elementos da cadeira de rodas possuem funções importantes. Os apoiadores de braços, por exemplo, além de serem uma superfície de sustentação para os braços e alívio de pressão, propiciam ajuda para a impulsão em busca da posição em pé. Portanto, o projetista de cadeiras de rodas deve se ater ao nível da altura, comprimento e tamanho do suporte para apoiar confortavelmente os braços dos usuários.

Outros pontos, discutidos pelas autoras, estão relacionados com os apoios de pés, os quais devem propiciar a posição de flexão dos quadris a 90 graus, com uma estabilização da pélvis e a manutenção da posição. Esses dispositivos devem ser removíveis e/ou articulados para ampliar a segurança e a facilidade de locomoção e transferência dos usuários.

¹⁸ BERGEN, A. F. A cadeira de rodas prescrita: um dispositivo ortótico. In: O'SULLIVAN; S. B.; SCHMITZ; T. J. (Organizadores). **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole, 1993. p.701–17.

Abreu (2010) também traz contribuições para o projeto de cadeira de rodas. Essas contribuições foram levantadas a partir dos anseios dos usuários desse equipamento. A pesquisa possui duas abordagens, na primeira a autora questiona 14 usuários de cadeira de rodas. Os questionamentos foram agrupados em quatro categorias: estética, segurança, autonomia e conforto, como podem ser observados pelo QUADRO 3.2, a seguir:

QUADRO 3.2 – Orientações para o Projeto de Cadeira de Rodas

CATEGORIAS	CARACTERÍSTICAS	OPINIÕES DOS SUJEITOS	PARÂMETROS
Estético	Tamanho	Menor (mais “justa” ao corpo)	Volume (m ³); Relação largura/altura (m)
	Cor	Outras cores que não preta	[Cardápio de cores e personalização do produto]
	Beleza	Mais bonita moderna e design mais agradável	[Morfologia limpa e ergonômica]
Segurança	Peso	Mais leve	Peso da estrutura (kg)
	Resistência	Mais resistentes	Força de resistência a impactos (N); Vida útil das uniões
	Durabilidade	Almofadas anti-escaras e velcros mais resistentes	[Utilizar materiais tecnológicos]
	Sistema de freio	Mais eficientes	Força de frenagem (N)
	Cinto de segurança	Sim	[Aplicar cinto de segurança]
	Borracha nos aros de propulsão	Sim	Emborrachamento dos aros de propulsão
	Tipos de pneus	Pneumáticos	Módulo de elasticidade dos pneus (N/m ²)
Autonomia	Controle e condução	Melhor forma de “tocar” a cadeira e realizar manobras	Raio de giro estável;
		Melhor forma de desmontar, fechar, dobrar e compactar.	Relação volume fechado/aberto
		Mais ágil	Ângulo de abertura das rodas (°)
		Assistência técnica e manutenção eficiente	Resistência à corrosão Temperatura da pintura
		Ficar em pé com a cadeira	[Sistema ortoestático]
		Ultrapassar obstáculos, subir degraus e guias	Degrau máximo superável (mm) Ângulo máximo de subida (°)
		Custo mais baixo	[Padronização dos elementos]
		Maior autonomia da bateria	Tempo (h); Aceleração (m/s ²)
		Acoplar motor	Tempo de instalação do motor (s)
Conforto	Tecido	Mais confortável	Grau de permeabilidade têxtil; Rigidez do assento (N/m ²);
	Assento	Mais confortável	Espessura do assento (mm)
	Encosto	Menor	Altura do encosto (mm); Deslocamento do encosto (mm), Ângulo do encosto (°)
	Higienização	Mais facilitado	[Menos elementos]
	Apoiadores de braços, pernas e pés	Removível	Ajustes dos suportes (mm); Tempo de montagem (s)
	Almofadas anti-escaras	Mais confortáveis	Módulo de elasticidade do material;
	Divisão de pernas	Sim	[Aplicar suporte para as pernas]
	Colocar a cadeira no carro	Maior facilidade	[Modularização]

Fonte: ABREU (2010)

A segunda abordagem possibilitou conhecer a opinião dos cadeirantes referente às dimensões da cadeira, sobre o conforto proporcionado pelo assento e encosto, sobre a segurança, o desgaste e a agilidade que a cadeira de rodas de propulsão manual proporciona.

Para 44% dos sujeitos pesquisados, os dimensionais das cadeiras de rodas não atendem plenamente às suas necessidades. Pode-se inferir, com esse resultado, que as referências antropométricas do público em potencial não são levadas em consideração em projetos de cadeira de rodas, o que provoca um excessivo desconforto e, conforme comprova Abreu (2010), pode ocorrer o aparecimento de dores nas costas, pernas e na região poplíteia.

Quando o questionamento foi sobre o conforto do assento da cadeira de rodas, Abreu (2010) utilizou uma Escala Likert com cinco classificações e, então, 24% dos sujeitos pesquisados discordaram muito, e 32% concordaram pouco sobre a qualidade do conforto do assento.

Diante disso, os sujeitos apontaram que a falta de conforto estava associada à falta de almofada ou pela espessura desse elemento ser muito fina. Outros fatores negativos apontados foram à excessiva rigidez ou maciez do assento, a falta de características anatômicas, pelo material ser grosso, quente e por não permitir movimentações do corpo.

Para 36% dos sujeitos os pontos positivos da confortabilidade do assento da cadeira de rodas estavam associados à existência de almofadas anti-escaras, material impermeável e resistente, flexível e macio e pelo elemento não provocar dores, ou pelo assento ter sido construído com base nas medidas do sujeito.

Sobre a satisfação do encosto da cadeira de rodas, novamente 44% dos sujeitos estavam pouco satisfeitos e os principais problemas apontados foram: o impedimento da movimentação do corpo, por conta da estrutura da cadeira de rodas; pelo encosto ser alto ou baixo demais; ou quando não apresenta conforto e características anatômicas.

Em contra partida, 20% dos sujeitos que responderam que estão satisfeitos, apontaram como pontos positivos do produto a possibilidade de ajuste da altura do encosto e a garantia de ter uma postura correta da coluna.

Analisando somente esses dois itens, pode-se perceber que o fator segurança das cadeiras de rodas já se apresentava comprometido; porém, a pesquisa revela outros pontos problemáticos, como a falta de cinto de segurança nesses equipamentos, a sensação de fragilidade do produto, a falta de firmeza e de estabilidade pelos poucos pontos de apoio, a facilidade com que as rodas dianteiras

enroscam, como também, o excessivo desgaste dos elementos que compõem a cadeira de rodas.

Por outro lado, os itens que favorecem a segurança foram: a presença de sistema de travamento nas quatro rodas, a existência de rodas antitombo traseiro, equipamento que possibilita realização de manobras e apresenta robustez e estabilidade.

As comprovações de Abreu (2010), Jorge e Alexandre (2005), somam com as que verifiquei em meus estudos sobre cadeira de rodas para os idosos (CARRIEL, 2007) (QUADRO 3.3). Além dessas ineficiências dos elementos, a pesquisa revelou que o padrão estético do design da cadeira de rodas evoluiu em descompasso com os avanços tecnológicos e ainda hoje os modelos são muito rudimentares.

Diante dessas verificações, elaborei uma lista de recomendações (QUADRO 3.4) para o projeto de cadeira de rodas, em especial para aquelas direcionadas aos idosos. Porém, são parâmetros que podem ser adequados a qualquer programa de necessidades, especialmente se o objetivo for à aplicação do design ergonômico.

QUADRO 3.3 – Diretrizes Projetuais para o Design de Cadeira de Rodas

DIRETRIZES PROJETUAIS	DESDOBRAMENTOS GERAIS
Mudar o paradigma da forma plástica da cadeira de rodas.	Propor uma cadeira de rodas simples, com poucas peças, de fácil transporte e manutenção.
Considerar os aspectos sociais e econômicos dos idosos.	Produto que esteja dentro das possibilidades econômicas da população brasileira.
Atrelar ao design o padrão estético desejado pelo usuário idoso.	Ouvir a voz dos usuários.
Considerar as particularidades e enfermidades da senescência.	Conhecer em profundidade as especificidades do desenvolvimento motor e as deficiências.
Considerar os aspectos antropométricos dos idosos.	Antropometria do público.
Permitir ao usuário uma boa facilidade de uso do equipamento.	Desenvolver dispositivos de montagem, deslocamento que sejam de fácil uso.
Atender aos requisitos fisiológicos e específicos da postura sentada.	Entender a fisiologia da postura sentada e considerar os avanços tecnológicos de assentos.
Facilitar a propulsão da cadeira de rodas, especialmente a manual.	Desenvolver dispositivos de propulsão manual que proporcione menos esforço e gasto energético.
Considerar os limites biomecânicos dos idosos.	Considerar os limites biomecânicos de cada público, crianças, adolescentes, adultos, idosos, do gênero e das particularidades, como a deficiência.

Fonte: Adaptado de CARRIEL (2007, p.165)

QUADRO 3.4 – Diretrizes para o design a partir dos desejos dos idosos.

OPINIÕES DOS IDOSOS	DESIGN DE CADEIRA DE RODAS
Cadeira de rodas que valorize a reabilitação do estado de saúde do idoso com padrões de conforto e segurança.	Adequação do objeto às deficiências, patologias e necessidades do usuário.
Cadeiras de rodas com dimensões adequadas e ajustáveis	Utilizar as recomendações antropométricas e garantir sistema de regulação dos dispositivos.
Cadeiras de rodas leves e com boa estabilidade, especialmente, para a transferência.	Uso de materiais leves e sistemas estruturais mecânicos rígidos e resistentes
Cadeiras de rodas com inovações estéticas que proporcionem a desestigmatização do equipamento.	Mudar a morfologia do objeto, oferecendo alternativas de sistemas de propulsão manual, deslocamento e de suporte para o corpo que sejam atraente e moderno com a aplicação de novos
Disponibilidade de cadeira de rodas específicas às diferentes patologias, diferentes modelos.	Oferecer uma família de produtos, por exemplo, cadeira para AVDs, eventos sociais, banho, lazer, esporte, etc.
Acessórios que atendam às necessidades psicológicas, fisiológicas dos idosos e as especificidades.	Disponibilizar acessórios e a intercambiabilidade de dispositivos para diferentes aplicações.
Cadeiras de rodas com elementos em formato anatômico	Adequar às pegadas aos elementos de interface humana com a anatomia do corpo.
Cadeiras de rodas que sejam de fácil higienização e manutenção.	Desenvolver produtos com poucas peças, laváveis e que estejam disponíveis em âmbito comercial.
Cadeira de rodas que sejam de fácil montagem e desmontagem.	Possua dispositivos inteligentes à prova de erros e de fácil manuseio.
Cadeiras de rodas com manuais ilustrados com orientações técnicas, de manejo e conservação.	Disponibilizar manuais técnicos ilustrados, coloridos, com linguagem simples e objetiva, oferecer em diferentes idiomas, inclusive em Braille e em audiobook.
Cadeiras de rodas de fácil transporte	Fácil montagem e desmontagem
Cadeiras de rodas de fácil uso para o idoso e para o cuidador/enfermeiro.	Sistemas de ajustes/regulagens simples e seguro.
Cadeiras de rodas que permitam a fácil transferência do idoso.	Apresentar um sistema estrutural rígido e de boa estabilidade, possuir dispositivos de travamento das rodas e braços articuláveis.
Cadeiras de rodas com qualidade técnica e de baixo custo.	Desenvolver um produto simples, seguro e inequívoco com poucos elementos e com formas simples e de fácil produção em larga escala.

Fonte: Adaptado de CARRIEL (2007, p.167)

Diante dessas diretrizes gerais para o design de cadeira de rodas de propulsão manual, é importante fazer um desdobramento dessas recomendações, considerando as especificidades de que compõem cada sistema da cadeira de rodas. Portanto, a seguir, serão estudados detalhadamente os diferentes sistemas de propulsão, com o objetivo de mapear as recomendações de projeto para ampliar o grau de mobilidade da cadeira de rodas.

Estudaremos, também, as particularidades de cada elemento que compõe o sistema de deslocamento, o qual é o responsável para garantir a estabilidade da cadeira de rodas. Apresentaremos as vantagens e desvantagens de diferentes morfologias, no aumento da estabilidade e, conseqüentemente, da mobilidade.

O sistema de suporte para o corpo é o responsável pela estabilidade postural e conforto. Neste tópico, estudaremos os diferentes tipos de assento e encosto e a contribuição de cada um desses elementos nas relações biomecânicas. Apresentaremos os diferentes tipos de suporte para a cabeça e membros superiores e inferiores.

Por fim, faremos uma revisão sobre o sistema estrutural e morfológico, os diferentes tipos de materiais empregados na construção desse equipamento como, também, as vantagens e desvantagens projetuais para facilitar o transporte e a manobrabilidade da cadeira de rodas. Será apresentado um quadro com algumas recomendações projetuais, para garantir a resistência, a durabilidade e a segurança de cada um dos elementos presentes na cadeira de rodas.

3.2 SISTEMA DE PROPULSÃO MANUAL

3.2.1 Sistema de Propulsão por Alavancas e Manivelas

O sistema de propulsão manual consiste na combinação dos componentes mecânicos que servem para transmitir a força muscular do usuário para as rodas e, assim, gerar o deslocamento da cadeira.

Existem diferentes sistemas mecânicos que podem ser utilizados em cadeiras de rodas, para promover o deslocamento pela propulsão manual. Os aros fixados nas rodas da cadeira são os mais empregados hoje. Além dos aros, também há outros sistemas como os de alavancas (FIGURA 3.1) e de manivelas (FIGURA 3.2), similar a um pedal de bicicleta.

FIG. 3.1

FIG. 3.2

FIGURA 3.1 – Cadeira de rodas manual RoChair, com propulsão por alavanca.

FIGURA 3.2 – *Handcycle Top End Force G* da Invacare, propulsão por manivelas.

No Brasil, o sistema de propulsão por manivelas, como da cadeira de rodas da FIGURA 3.2, é mais difícil de ser encontrado, pois não há uma cultura para o uso de *handcycles*. Diante dos catálogos analisados, de cinco fabricantes nacionais, encontrou-se somente um modelo de cadeira de rodas com manivelas e nenhum modelo com sistema de alavancas.

Nos estudos de Silva (2009, p.130), há uma breve revisão das patentes americanas de cadeiras de rodas movidas por sistema de alavancas (QUADRO 3.5); o autor constatou que esses mecanismos minimizam os esforços na propulsão, preservam a integridade de estruturas ósseas e musculares dos cadeirantes,

mantêm o centro de gravidade cadeira/usuário e proporcionam vantagem mecânica, em especial para o deslocamento.

QUADRO 3.5 – Patentes Americanas de Sistemas de Propulsão por Alavancas

US 4.460.190 ¹⁹	US 5.865.455 ²⁰	US 5.941.547 ²¹	US 20060170182 ²²
Inventor: Erick M. Spiess (1984) Descrição: Mecanismo de propulsão por alavancas de cadeira de três rodas, sendo duas rodas frontais guias e uma traseira propulsora. Produto para uso externo, passeios de longas distâncias.	Inventor: Willian G. Taylor (1999) Descrição: Mecanismo de propulsão por alavancas conectadas às rodas de direção, com correntes com proporção variável do grupo de câmbio da parte traseira. Produto que proporciona menos tensões nas articulações do ombro.	Inventor: Carl F. Drake (1999) Descrição: Mecanismo com cabos de guias que conectam cada alavanca a uma roldana que, por sua vez, age por meio de uma embreagem de direção única, os cabos são enrolados por uma mola na roldana. As embreagens permitem um movimento livre da cadeira, durante a aplicação da força propulsora.	Inventor: Markin K. Mittelstaedt (2006) Descrição: Mecanismo de alavancas de sentido único, montado sobre eixo coaxial de direção com as rodas de direção. O sistema de frenagem é acionado pela alavanca contra as rodas, também utilizado para fazer manobras de giros.

Fonte: SILVA (2009, p.129-138)

Silva (2009, p.135) ainda descreve sobre os mecanismos de propulsão por alavancas desenvolvido por Watwood *et al.* (2004; 2005), para cadeira de rodas. O primeiro trata de um jogo de engrenagens montado no cubo das rodas traseiras (FIGURA 3.3), e o segundo sistema consiste em, basicamente, um par de engrenagens (FIGURA 3.4).

Embora os sistemas de propulsão por alavancas proporcionem vantagens com esforços menores, é notório o maior número de peças, como engrenagens, rodas dentadas, correntes de elos, embreagens e cabos, que trazem outros problemas, especialmente, aqueles ligados à praticidade e transporte.

¹⁹ SPIESS, E. M. **Hand propelled wheelchair**. US 4.460.190, 2 jul. 1992, 2 jul. 1984.

²⁰ TAYLOR, W. G. **Wheelchair**. US 5.865.455, 2 ago. 1995, 2 fev. 1999.

²¹ DRAKE, C. F. **Manually propelled wheelchair device**. US 5.941.547, 16 jan. 1996, 4 ago. 1999.

²² MITTELSTAEDT, M. K. **Manual wheelchair drive system**. US 2006/0.170.182, 1 fev. 2005, 3 ago, 2006.

Sistemas de propulsão manual, com mais elementos mecânicos, contribui para o aumento do peso da cadeira e da complexidade na manutenção do equipamento; isso, obviamente, dificulta o transporte e a autonomia da fácil montagem e desmontagem pelo próprio usuário.

FIG. 3.3

FIG. 3.4

FIGURA 3.3 – Patente N° 6.755.430 do inventor Brian M. Watwood, (2004).

FIGURA 3.4 – Patente N° 6.893.035 do inventor Brian M. Watwood, (2004).

Diante desses problemas, Silva (2009) propôs aperfeiçoar o sistema de propulsão por alavancas em cadeiras e desenvolveu um mecanismo manual alternativo (FIGURA 3.5), mais simples e com objetivo de facilitar a superação de barreiras arquitetônicas, como rampas com angulação de até oito graus.

Embora o dispositivo ainda não tenha sido testado fisicamente, o autor garante mais manobrabilidade com a cadeira de rodas, menos consumo de energia e esforço muscular, estabilidade do centro de gravidade cadeira-usuário, e minimizações das tensões biomecânicas, em especial, para a região dos ombros.

FIG. 3.5

FIG. 3.6

FIGURA 3.5 – Mecanismo manual alternativo para propulsão em cadeiras de rodas. (SILVA, 2009)

FIGURA 3.6 – Sistema de propulsão por alavanca Wijit, EUA.

A alavanca denominada “*Wijit*”, (FIGURA 3.6), trata de um dispositivo similar ao proposto por Silva; este foi criado por Brian Watwood, com design de Eric Brummer. Segundo relatos dos usuários do “*Wijit*”, os benefícios do produto abrangem a melhoria na mobilidade, proporcionando maior independência e promovendo maior proteção aos ombros, cotovelos e punhos do usuário de lesões por esforços repetitivos.

O mecanismo “*Wijit*” é uma combinação de engrenagens que reduz os esforços de propulsão da cadeira e garante um maior deslocamento, com menos movimento biomecânico. O dispositivo possui sistema de travamento manual que garante maior segurança e também possui freios que evitam o risco de queimaduras, por não precisar tocar nos aros de propulsão, além de cubos com sistemas “*quick release*”, que facilitam a remoção das rodas para o transporte e armazenagem da cadeira.

Outro dispositivo de propulsão por alavancas é o “*NuDrive*” (FIGURA 3.7 e 3.8), desenvolvido por Robert Orford, premiado no *Audi Young Designer of the Year Award*, em 2002. O dispositivo é considerado um acessório para as cadeiras de rodas, pois pode ser instalado em quaisquer cadeiras com rodas traseiras de 24 polegadas.

FIG. 3.7

FIG. 3.8

FIGURA 3.7 – Dispositivo de propulsão *NuDrive* montado na roda da cadeira.

FIGURA 3.8 – Biomecânica dos braços dos usuários para propulsão com *NuDrive*.

Segundo as especificações técnicas, no manual do “*NuDrive*”, o dispositivo aumenta o peso da cadeira em torno de 2,6 kg; porém, reduz a força necessária de propulsão em 40% e também, protege as mãos e os punhos do usuário, garantindo uma melhoria da postura, da higiene e dos riscos de lesões nos ombros.

Para Gage²³, os avanços tecnológicos para cadeiras de rodas de propulsão manual ainda são poucos, e dispositivos de propulsão como o “NuDrive” são exemplos de um incipiente avanço nesta área.

3.2.2 Aros de Propulsão

Os aros de propulsão de uma cadeira de rodas manual também são, como as alavancas, responsáveis de transmitir a força humana para o sistema de deslocamento (rodas). Para Medina e Coelho (2007), o alto desempenho na propulsão de uma cadeira de rodas manual vai depender do controle postural e se as dimensões e posicionamento dos elementos estiverem, antropometricamente, adequados à manipulação dos aros de propulsão.

Os principais fatores que interferem no controle postural estão relacionados com a espasticidade e rigidez do tônus muscular dos usuários, as anomalias da coluna vertebral (escoliose, cifose e lordose), a obliquidade pélvica, as funções cognitivas, informações sensoriais, entre outros.

Segundo Gettel e Redford (1995, p.337), os aspectos que devem ser considerados para o alto desempenho na propulsão são as forças atuantes e a pressão na postura sentada (FIGURA 3.9).

Para auxiliar na manipulação dos aros de propulsão, a posição do eixo da roda traseira, em relação ao centro de gravidade da pessoa sentada na cadeira de rodas deve estar alinhada com o eixo do ombro do cadeirante (FIGURA 3.10).

FIG. 3.9

FIG. 3.10

FIGURA 3.9 – Forças atuantes na posição sentada, plano frontal (a) e sagital (b).

FIGURA 3.10 – Posição do centro de gravidade (CG) em relação ao eixo da cadeira de rodas

²³ Peter Gage é presidente da *National Wheelchair Managers Forum*, Disponível em: <<http://www.nu-drive.com/>>; <<http://www.wheelchairmanagers.nhs.uk/index.html>> Acesso em: 17 jan. 2013.

A morfologia dos aros de propulsão, encontrados em mais de 101 modelos de cadeiras nacionais, restringe-se a um tubo de secção circular, fixado no aro das rodas, cujos materiais empregados são o aço carbono ou inoxidável e o alumínio. Os acabamentos encontrados nesses elementos foram pintura eletrostática, cromado ou anodizado e, geralmente, com texturas lisas.

Estudos apontam que os cuidadores de usuários de cadeiras de rodas aplicam cerca de 10 ou 12 kg de força inicial para sair da inércia, se estiver transportando uma pessoa de 80 Kg. Portanto, para superar uma inclinação de 5 graus esse mesmo cuidador deverá exercer aproximadamente o dobro dessa força.

Segundo Perlin (2009), o dispositivo da (FIGURA 3.11) tem três objetivos: evitar o movimento retrógrado durante pausas nas subidas, reduzir o esforço manual de propulsão e reduzir a força de arraste oferecida para o cuidador.

FIG. 3.11 (a)

FIG. 3.11 (b)

FIGURA 3.11 – Dispositivo de marcha para cadeira de rodas com aro de propulsão (a) detalhe do dispositivo (b), Design de Ronen Perlin.

Um dos problemas desse elemento de propulsão está relacionado com seção geométrica circular que proporciona pouca superfície de contato com as mãos; embora a forma permita maior variação das pegas, há concentração de pontos de tensões e perdas na transmissão da força.

Os tubos dos aros de propulsão apresentam diâmetros que variam de 20 a 35 milímetros. Essas dimensões, por não serem ajustáveis, muitas vezes não atendem às diferenças antropométricas e biomecânicas das mãos dos usuários de cadeira de

rodas. Sagawa Junior *et al.* (2012, p.188) encontraram em seus estudos diâmetros ainda menores que variavam de 15 a 19 milímetros.

Para Medola *et al.* (2012, p.1), a alta prevalência de dor e inflamação nas articulações dos ombros e punhos está associada à propulsão de cadeira de rodas por aros (FIGURA 3.12) e, para minimizar esses problemas, o autor propõem uma alternativa de aro de propulsão ergonômico (FIGURA 3.13), fundamentando-se nos princípios da ergonomia e da antropometria.

FIG. 3.12

FIG. 3.13

FIG. 3.14

FIGURA 3.12 – Encaixe da mão no aro de propulsão tubular.

FIGURA 3.13 – Segmento do aro de propulsão ergonômico desenvolvido por Medola (2010)

FIGURA 3.14 – Encaixe da mão no aro de propulsão ergonômico.

As características morfológicas do aro de propulsão ergonômico (FIGURA 3.14), desenvolvido por Medola (2012), apresentam um encaixe adequado e confortável para as mãos, postura das articulações dos punhos e das mãos que favorece a preensão funcional, maior superfície de contato das mãos e menor coeficiente de transferência de calor.

O autor concluiu, com base nos experimentos com os cadeirantes, que o produto trouxe mais conforto para a propulsão manual, para a frenagem e manobras; o produto, também, proporcionou menos força de preensão e facilidade de locomoção com a cadeira, além de uma melhor aparência.

Silva (2009, p.131) afirma que as cadeiras de rodas com aros de propulsão são um meio de locomoção ineficiente, se comparado com os sistemas de

alavancas, por oferecer somente a proporção 1:1 da distância percorrida, da distância executada.

Vale ressaltar que as cadeiras de rodas de propulsão manual com aplicabilidade médico-hospitalar têm fins bem específicos como a prevenção, manutenção e reabilitação do estado de saúde; e nem sempre é vantajoso ou seguro, termos dispositivos mecânicos que proporcionem amplos deslocamentos. Ter mobilidade não significa deslocar de um ponto para o outro em menos tempo.

Segundo o levantamento feito por Soares (1998), com 171 cadeirantes os principais problemas das cadeiras estão relacionados com a segurança, conforto, confiança e adequação dos elementos às necessidades e características físicas dos usuários, e a incidência desses desejos ainda continua sendo apontada por pesquisas nos dias de hoje.

3.2.3 Propulsionar a Cadeira de Rodas com Eficiência

Estudos de Manson (2011) apontam que a facilidade de propulsão está diretamente relacionada com a leveza do objeto; as cadeiras de rodas produzidas em fibras de carbono, utilizadas em competições esportivas, são bons exemplos desse avanço tecnológico; porém, não é a realidade da grande maioria da população, devido ao elevado custo desses materiais.

Entretanto, ter uma cadeira de rodas leve também não significa garantias de propulsão eficiente. Para o usuário propulsionar uma cadeira de rodas com eficiência, além da leveza, é necessário que o mesmo possua energia suficiente para sair da inércia e gerar o deslocamento.

A cadeira de rodas ou qualquer um dos componentes não podem estar danificados ou desalinhados; a falta de manutenção do conjunto mecânico dificulta o deslocamento e exige grande esforço físico do usuário para propulsão. Por exemplo, as rodas com aros amassados e não paralelas, raios frouxos, quadro torcido, rolamentos quebrados, ou pneu não calibrado podem dificultar o deslocamento e provocar lesões e riscos a integridade física do usuário.

Grande parte dos usuários de cadeira de rodas apresenta limitações biomecânicas e pouca força muscular, especialmente se considerarmos os idosos, o gênero feminino e as inúmeras patologias e deficiências. Portanto, além da leveza

do produto, o projetista deve considerar outros requisitos apresentados pelo QUADRO 3.6 a seguir.

QUADRO 3.6 – Recomendações para Aumentar a Eficiência da Propulsão

RECOMENDAÇÕES	VANTAGENS	DESVANTAGENS
Mover a roda traseira para frente em relação ao centro de gravidade do usuário	Facilitará o alcance do usuário aos aros de propulsão e facilitará as manobras.	Limita a autonomia do usuário, tornando mais difícil as transferências da cadeira.
Otimizar a largura do assento e posicionar o aro de propulsão na linha dos ombros do usuário	Facilitará o alcance do usuário aos aros de propulsão.	Assentos apertados ou muito largos provocam desconforto e compromete a propulsão manual.
Cambagem nas rodas traseiras	A parte superior do aro de propulsão ficará mais próxima do corpo e da linha natural do corpo.	A largura da cadeira de rodas quando dobrada ficará maior, o que dificulta o transporte e armazenamento.
Alinhamento das rodas	Evita que a cadeira seja puxada para um dos lados. Há mais conforto e facilidade para realizar a propulsão.	O não alinhamento compromete a postura do usuário que irá compensar com o corpo.
Pneus maciços (para superfície lisa)	A resistência ao rolamento é menor se comparados com pneus inflados e macios.	Pneus maciços são duros e possui pouca deformação não permite a absorção de choque
	Pneus maciços não furam	Reparos e a substituição de pneus maciços são mais difíceis.
Pneus infláveis ou de Poliuretano (para superfícies irregulares)	Pneus de poliuretano (visco-elástico) possui menor resistência ao rolamento	Cravos em pneus provocam uma flexão adicional e maior resistência ao rolamento.
	Pneus infláveis de bicicleta são relativamente mais fáceis de reparar.	Pneus infláveis podem ser perfurados.
Rodas com diâmetros grandes	Quanto maior o diâmetro das rodas menor será a resistência ao rolamento.	Há um limite devido às dimensões antropométricas

Fonte: WHO (2008, p.53)

Segundo estudo de Costa (2013) com 25 iniciantes na prática do basquetebol em cadeira de rodas constatou-se que após a fase inicial dos treinamentos, o condicionamento físico dos sujeitos proporcionou uma melhora na qualidade de vida; indo menos ao médico, se alimentando melhor e com disposição para a vida.

Portanto, se associado a essa prática for desenvolvido dispositivos de alto desempenho, como os câmbios de bicicleta; a execução da tarefa, de uma maneira geral, pode se tornar mais simples. Para execução de qualquer tarefa, a cadeira de rodas deve estar apropriada ao tipo físico do indivíduo, esta questão é, absolutamente, básica e essencial para o bem-estar e segurança de quem necessita desse recurso assistivo.

3.3 SISTEMA DE DESLOCAMENTO

O sistema de deslocamento de uma cadeira de rodas de propulsão manual convencional consiste, basicamente, de cinco elementos: duas rodas traseiras, geralmente de 24 polegadas, um eixo de sustentação, se as cadeiras forem de monobloco fixo, e dois eixos para os modelos articulados, dois rodízios frontais que, geralmente, possuem diâmetros de seis polegadas.

Os elementos mecânicos do conjunto da roda são os pneus que podem ser maciços ou infláveis, os aros raiados (FIGURA 3.15) ou jantes, que são injetados ou fundidos (FIGURA 3.16), as câmaras de ar para os pneus infláveis, os cubos (FIGURA 3.17), rolamentos e eixos de sustentação.

FIG. 3.15

FIG. 3.16

FIG. 3.17

FIGURA 3.15 – Roda em alumínio raiada de 24 polegadas da Ortomix.

FIGURA 3.16 – Roda injetada em fibra de carbono X-Core com três raios.

FIGURA 3.17 – Cubo de alumínio usinado da Ortomix.

O material do aro da roda pode ser de aço carbono, alumínio ou fibra de carbono, e os diâmetros variam entre 20 a 26 polegadas, sendo o aro de 24 polegadas o mais empregado. Já os rodízios são elementos mecânicos apoiados em mancais verticais, cujos diâmetros variam de 4 a 6 polegadas. O sistema de deslocamento é o que caracteriza uma cadeira de rodas.

3.3.1 Rodas Traseiras e Rodízios

Na maioria das cadeiras de rodas convencionais os aros de propulsão são fixados nas rodas traseiras. Portanto, é essencial que as rodas estejam posicionadas adequadamente às capacidades e níveis de habilidades de cada usuário. A posição das rodas traseiras deverão permitir ao usuário uma boa pega e proporcionar a estabilidade necessária para a propulsão.

Para facilitar esse posicionamento, os mancais das rodas traseiras da cadeira devem contemplar um sistema de regulagem que facilite o ajuste e o posicionamento do eixo na direção do ombro do usuário.

Para Medina e Coelho (2007), mancais com regulagens proporcionam uma maior estabilidade da postura, previnem possíveis luxações e propiciam um menor gasto energético. Portanto, a estabilidade postural depende da estabilidade da cadeira de rodas para proporcionar um melhor desempenho funcional.

A estabilidade interfere na segurança e na usabilidade da cadeira de rodas, reportando à definição da ISO 20282-1:2006(E): a boa usabilidade está relacionada com a capacidade do usuário em realizar as atividades com a cadeira de rodas, com eficiência e eficácia.

Estudos de Kirby (1995) apontaram que os tombamentos em cadeira de rodas são responsáveis por sérias lesões aos usuários desse produto. Esses tombamentos muitas vezes acontecem quando o usuário da cadeira de rodas tenta pegar algo do chão, trafega por superfícies irregulares ou se antecipa nas transferências, sem o auxílio do cuidador. Essas situações são provocadas pela falta de estabilidade estática e/ou dinâmica (QUADRO 3.7).

QUADRO 3.7 – Definições de Estabilidade Estática e Dinâmica

ESTABILIDADE	DESCRIÇÃO
Estática	Relaciona-se com a estabilidade da cadeira de rodas quando ela não está em movimento. Por exemplo, a perda de contato de algumas das rodas com o solo pode provocar a falta de estabilidade e levar ao tombamento da cadeira de rodas, por consequência da mudança do centro de gravidade.
Dinâmica	Relaciona-se com a estabilidade da cadeira de rodas quando em movimento. A falta de amortecedores em cadeira de rodas pode gerar uma instabilidade aos solavancos sofridos por uma superfície muito irregular. O produto deve ser estável em superfícies inclinadas.

Fonte: WHO (2008, p.46)

As recomendações projetuais empregadas para ampliar a estabilidade das cadeiras de rodas de propulsão manual têm efeitos secundários sobre outras características funcionais de desempenho, como por exemplo, mover as rodas dianteiras (rodízios) para frente, aumenta a estabilidade; porém, reduz significativamente a capacidade de manobras em pequenos espaços.

A estabilidade geral das cadeiras de rodas é afetada pelo posicionamento combinado do centro de gravidade do usuário com o da cadeira de rodas, em relação à distância entre os eixos das rodas (traseiras e frontais).

Já a estabilidade traseira consiste na resistência da cadeira de rodas de se inclinar para trás, Essa resistência é afetada pela posição do eixo traseiro, em relação ao centro de gravidade do usuário: quanto mais próxima ao centro de gravidade, menos instável será a cadeira.

Outro ponto que merece destaque na estabilidade traseira é quando são agregados bolsas, mochilas, ou qualquer outro peso na parte de trás da cadeira de rodas; isso provoca uma mudança do centro de gravidade para trás, fazendo com que a cadeira de rodas fique mais propensa a empinar-se, especialmente em superfícies inclinadas.

Um acessório que pode ser utilizado para evitar o tombamento traseiro da cadeira de rodas são as rodas antitombo (FIGURA 3.18). Esse dispositivo geralmente é fixado no quadro da cadeira de rodas, e alguns modelos possuem ajustes de inclinação.

FIGURA 3.18 – Patente americana de dispositivo antitombo para cadeira de rodas. KIRBY (2003).

A estabilidade frontal é afetada pelo tamanho e pela posição das rodas dianteiras (rodízios) em relação ao centro de gravidade do usuário. Para aumentar a estabilidade frontal, podem-se deslocar os rodízios para a frente do centro de gravidade do usuário e utilizar rodízios com diâmetros e larguras maiores.

A estabilidade lateral é afetada pela largura da cadeira de rodas. Quanto mais larga for a cadeira de rodas, melhor será a estabilidade lateral; ou seja, quanto mais distanciadas estiverem as rodas traseiras e dianteiras em seus respectivos eixos, mais difícil será de o cadeirante sofrer um tombamento lateral.

Para aumentar a estabilidade lateral, pode-se alterar a largura da cadeira de rodas, ou inclinar para dentro as rodas traseiras de propulsão. As vantagens e desvantagens associadas a essas recomendações são mostradas no QUADRO 3.8, a seguir.

A cambagem em cadeiras de rodas (FIGURA 3.19) trata da inclinação negativa da roda traseira (propulsão), em relação ao plano vertical. Seu valor é denominado ângulo de cambagem. A cambagem pode ser negativa ou positiva e convergente ou divergente.

FIG. 3.18 (a)

FIG. 3.18 (b)

FIGURA 3.19 – Cadeira de rodas de propulsão manual com cambagem nula 90° (a) e negativa (b).

Os ângulos de cambagem empregados nas cadeiras de rodas de propulsão manual nacionais variam em torno de dois a três graus e são denominados negativos, pois as rodas são inclinadas para dentro do objeto.

A seguir, no QUADRO 3.8, pode-se observar algumas recomendações de projeto que possibilita ampliar a estabilidade traseira, dianteira e lateral da cadeira de rodas. Também, são apresentadas as vantagens e desvantagens de cada uma dessas recomendações.

QUADRO 3.8 – Recomendações para Aumentar a Estabilidade da Cadeira de Rodas

RECOMENDAÇÕES		VANTAGENS	DESVANTAGENS
ESTABILIDADE TRASEIRA	Mover a roda traseira mais para trás do centro de gravidade do usuário	Os cadeirantes biamputados acima dos joelhos, necessitam de uma cadeira com estabilidade aumentada para trás, porque o seu centro de gravidade foi deslocado mais para trás.	Maior tendência para transformar downhill em inclinação lateral. O cadeirante vai ter menos acesso ao aro de propulsão, tornando mais difícil de autopropulsionar a cadeira de rodas e comprometendo os membros superiores. Será mais difícil executar manobra para transpor obstáculos. É mais difícil de manobrar a cadeira de rodas em espaços confinados.
	Utilizar dispositivos antitombo (rodinhas traseiras)	Dispositivos antitombo podem ser útil para alguns cadeirantes que são instável ou estão aprendendo a executar manobras para transpor obstáculos.	A maioria dos projetos dos dispositivos anti-tombo restringe o uso da cadeira de rodas no deslocamento em superfícies irregulares
ESTABILIDADE DIANTEIRA	Mover os rodízios para frente do centro de gravidade do usuário	A cadeira de rodas vai resistir ao tombamento para a frente quando o rodízio não parar de repente por um objeto que não consiga ultrapassar. Menos peso nas rodas dianteiras irá reduzir a resistência de rolamento delas, permitindo que a cadeira de rodas deslize mais facilmente.	Se o comprimento da cadeira de rodas for maior, tornam-se mais difíceis as manobras em espaços confinados. Rodízios frontais maiores precisam de mais espaço para girar, o projeto de cadeira de rodas terá de ser muito maior ou mais largo para permitir espaço para os pés do usuário.
	Utilizar rodízios frontais maiores	Tamanho dos rodízios frontais afeta significativamente a estabilidade dinâmica; com as rodas frontais maiores, as cadeiras de rodas poderão vencer os obstáculos maiores sem que haja o travamento e o inclinamento da cadeira para frente.	Os rodízios pneumáticos e com diâmetros maiores são de custo mais elevados. Já os rodízios maciços tem preços mais acessível, porém são secos e desconfortáveis.
ESTABILIDADE LATERAL	Cambagem das rodas	A cambagem traz as rodas mais perto do cadeirante e mais em linha com o usuário para a frente empurrar acidente vascular cerebral, tornando-se assim mais fácil de empurrar.	Uma cadeira de rodas mais larga torna mais difícil a acessibilidade, especialmente, em passagens estreitas.
		A cambagem pode ser útil para as mulheres, que normalmente têm ombros mais estreitos e quadris mais largos do que os homens.	A cambagem aumenta a largura da cadeira de rodas quando está dobrada (fechada).
		Tração se torna melhor quando é preciso atravessar obstáculos.	
	Aumento da largura da cadeira de rodas	Maior conforto no sentar.	Uma cadeira de rodas mais larga torna-se mais difícil a acessibilidade, especialmente, em passagens, estreitas.
		Melhor para as pessoas com excesso de peso.	Não é eficiente para empurrar e o cadeirante terá que esticar os braços para alcançar os aros de propulsão.

Fonte: WHO (2008, p.47, 48)

É importante destacar que a eficiência no rolamento também depende do ajuste da angulação de cambagem. Estando fora dos valores originais pré-determinados pelo projeto, pode causar desgaste irregular dos pneus, rolamentos e dos mancais, além de demandar um esforço maior na propulsão e levar à perda da estabilidade lateral.

Quando os valores dos ângulos de cambagem entre as rodas possuem mais do que um grau de diferença, a cadeira de rodas pode apresentar a tendência à deriva, ou seja, ser puxada para o lado positivo.

Usuários com habilidades avançadas de mobilidade e com bom controle do tronco, geralmente conseguem compensar algumas das instabilidades laterais que a cadeira de rodas possa apresentar; porém, é recomendável que sejam realizadas manutenções periódicas nesses itens, para que essas compensações não venham interferir na saúde desse cadeirante.

Para alcançar um alto desempenho na estabilidade e, conseqüentemente, na mobilidade, é necessário entender que a interface entre o usuário e a cadeira de rodas é considerada o fator mais importante: o conjunto usuário e cadeira de rodas devem atuar como uma unidade, afirma COOPER²⁴ (1991) *apud* COLUCCI (1995); portanto, para diminuir o atrito de rolagem, deve-se diminuir a área de contato da cadeira com o solo.

Conforme aponta Colucci (1995, p.8), atletas cadeirantes passaram a utilizar pneus tubulares de alto desempenho (FIGURA 3.20), pois esse modelo de pneu, quando inflado com até 220 psi, apresenta uma área reduzidíssima de contato com o solo.

FIG. 3.20

FIG. 3.21

FIGURA 3.20 – Modelo de pneu tubular *Sprinter GatorSkin* da Continental, Alemanha.

FIGURA 3.21 – Modelo de pneu tubular para aro clincher da Tufo, República Tcheca.

²⁴ COOPER, R. A. High-tech wheelchairs gain the competitive edge. **IEEE Transaction im Medicine and Biology**. p.49-55, December 1991.

Outro modelo também utilizado, especialmente pelos ciclistas brasileiros, é o modelo tubular para aro clincher (FIGURA 3.21), que necessita ser encaixado na parte canaletada da roda; rolamentos selados de alto desempenho, utilizados nas rodas traseiras, também contribuem para a diminuição do atrito de rolagem.

O pneu tubular apresenta vantagens específicas que podem ser observadas pelo QUADRO 3.9 a seguir; porém, é importante destacar que essa tecnologia de pneus é pouco empregada em cadeiras de rodas convencionais, pelo elevado custo e por questões culturais, ficando restritas às cadeiras de rodas de competição.

QUADRO 3.9 – Vantagens e Desvantagens do Pneu Tubular

CARACTERÍSTICAS	VANTAGENS	DESVANTAGENS
O desenho do aro da roda é simples	Estrutura do aro da roda não precisa ser canaletada	Custo elevado em relação ao pneu comum.
	Pneu é colado com adesivo e fita dupla face diretamente no aro	
Leveza	É possível reduzir cerca de 200 a 300 gramas a massa, pelo conjunto de duas rodas com os pneus	
Suporta alta pressão interna (até 220 psi)	Como não há canaletas na parede lateral da roda, o pneu não é forçado pela alta pressão;	Na frenagem é mais fácil travar a roda.
	Oferece menor atrito de arraste	
	Personalização da pressão, considerando o peso do usuário.	
Maciez e conforto	A secção circular garante uma resistência à deformação mais homogênea, comparando com o modelo clincher.	Se não calibrado corretamente o pneu pode ter baixa durabilidade e provocar desconforto para rodagem devido ao atrito.
Deformação lateral do pneu é mais natural	Melhor estabilidade e dirigibilidade	Alinhamento do pneu
Alta estabilidade e dirigibilidade.	Segurança	Derrapagem com frenagens bruscas em superfícies arenosas e molhadas
Com uso de selante o pneu não perde pressão	Suporta furos de até 2 mm	Devido às paredes finas dos pneus, eles não suportam superfícies muito sujas.

Fonte: CONTINENTAL (2013). Disponível em: <<http://www.conti-online.com/>> Acesso em: 08 jan. 2013.

3.4 SISTEMA DE SUPORTE PARA O CORPO

Para garantir uma boa mobilidade, as cadeiras de rodas possuem assento, encosto e um conjunto de elementos mecânicos específicos para o suporte do corpo do usuário. Esses elementos contribuem para a estabilidade postural, em especial, para aqueles usuários com perdas de reflexos de correção da postura e com aumento da oscilação do corpo. Esses elementos também contribuem para a contenção de outras deformidades.

Pesquisas como as realizadas por Manson (2011), Abreu (2010), Moraes (2009), Costa (2009), Silva (2007), Alvarenga (2006), Ganança (2006) e Soares (1998) comprovaram que o design desses elementos, especialmente do assento, interferem no processo de reabilitação da saúde e contribuem para minimizar os riscos de lesões graves, garantindo uma qualidade de vida melhor ao cadeirante.

O design dos elementos de apoio postural de uma cadeira de rodas pode ser um diferencial para a postura adequada, para a autonomia, a independência e para a qualidade de vida do usuário, especialmente se forem levadas em consideração as áreas mais críticas do corpo, na postura sentada (FIGURA 3.22).

FIG. 3.21 (a)

FIG. 3.21 (b)

FIGURA 3.22 – Pontos críticos na cadeira de rodas para garantir a estabilidade postural, vista lateral (a) e de costas (b).

Para Coury (1994), a inadequação da postura sentada trás consequências graves para as costas e demais estruturas dessa região. Quanto mais fechado for o ângulo entre o tronco e as coxas, maior será a pressão na parte baixa da coluna e no disco intervertebral. O achatamento do arco lombar tenciona todas as estruturas que ficam nessa região, como ligamentos, pequenas articulações e nervos que saem da medula espinhal; e, ainda, há o risco do aparecimento de hérnia de disco.

Diante dos problemas da inadequação da postura sentada, Coury (1994) sugere algumas orientações para garantir o conforto e minimizar as sobrecargas biomecânicas. Essas orientações (QUADRO 3.10) podem ser diretrizes para o design de alguns elementos de suporte para o corpo, em cadeira de rodas de propulsão manual, em especial para assento/encosto.

QUADRO 3.10 – Orientações para Garantir o Conforto da Postura Sentada

ELEMENTOS	ORIENTAÇÕES
Encosto/Assento	Uso de encosto da cadeira sempre que possível
	Manter um bom ângulo entre o tronco e a coxa, ficando preferencialmente em torno de 100°.
	Evitar girar ou manter o tronco inclinado para os lados
	Facilitar os movimentos livres do corpo
	Modularização, ou seja, separar a parte do assento da parte do encosto.
Apoio para os braços	Apoiar, periodicamente, os braços na mesa ou na própria cadeira
Modularização. Broughton; Dilabio; Cooper (2001) <i>apud</i> Moraes (2009).	Permite acomodar crescimento e outros ajustes de altura e profundidade do encosto
	Possibilidade de ajustar inclinação pélvica, através do deslocamento lateral do encosto, com relação ao assento.
	Possibilidade de ajustar a rotação vertical do tronco, com relação ao assento
	Possibilidade de montar o encosto em algum sistema elástico ou com mola, para a acomodação dinâmica de espasmos extensores.

Fonte: COURY (1994) *apud* CARRIEL (2007); MORAES (2009).

Portanto, o conforto da estabilidade postural dos usuários de cadeira de rodas de propulsão manual depende do design do assento, encosto e de cada elemento de apoio. Para os usuários com trauma ou sensibilidade da pele, como os idosos, toda superfície de contato com o corpo auxilia na distribuição do peso e diminui a pressão em determinada região, promovendo o não aparecimento de úlceras de pressão.

3.4.1 Os tipos de Assentos para Cadeira de Rodas

As bases de assento mais comuns empregadas em cadeira de rodas de propulsão manual são os assentos flexíveis e os rígidos. Os assentos flexíveis, também conhecidos como assento *sling* (FIGURA 3.23) são feitos de um material maleável, como a lona ou o vinil dependendo do fabricante.

Já os assentos rígidos são produzidos em madeira, metal ou plástico (FIGURA 3.24) e, geralmente, são estofados, ou com almofadas (FIGURA 3.25).

FIG. 3.23

FIG. 3.24

FIG.3.25

FIGURA 3.23 – Assento flexível em lona ou vinil.

FIGURA 3.24 – Assento rígido com almofada.

FIGURA 3.25 – Fixação com velcro da almofada, no assento rígido.

Recomenda-se que um assento para cadeira de rodas de propulsão manual deve ser de superfície contínua, sem furos e elementos articuláveis, para não cortar, entalar ou beliscar a pele do usuário.

Segundo o manual da WHO (2008, p.58), o ângulo do assento, em relação à horizontal, deve estar entre 0 e 12 graus, sendo que a parte da frontal do assento deve ser superior à traseira. Vários tamanhos de assento devem estar disponíveis para atender a diferentes dimensões antropométricas dos usuários.

Assentos flexíveis devem levar em consideração o peso do usuário, para serem concebidos com materiais que não laceiem ao longo do tempo; e as almofadas utilizadas nesses assentos devem seguir a forma dos assentos flexíveis e rígidos, para maior durabilidade.

Os assentos das cadeiras de rodas são a base de sustentação do corpo e de equilíbrio. A má qualidade dos materiais empregados nesses assentos, especialmente os produzidos em lona, por conta do rápido esticamento, laciamento e rasgadura, provocam muitas queixas de desconforto e instabilidade postural, por parte dos usuários e, em alguns casos, úlceras de pressão.

Estudos de Braccialli *et al.* (2008) confirmam essas queixas e se apoiam nos estudos de Lanzetta *et al.* (2004), para afirmar que a lona dificulta a estabilidade do tronco; e que o equilíbrio, neste caso, vai depender da habilidade do sujeito em alinhar o centro de gravidade com o da rotação da superfície de sustentação; e, também, da capacidade do sistema nervoso central em controlar as forças inerciais, geradas pelos movimentos do tronco.

A instabilidade pélvica provocada pelo uso de um assento de lona pode exigir um maior número de deslocamento do centro de gravidade o que gera um déficit de equilíbrio e, conseqüentemente, resultará em execução de tarefas em um período de tempo maior, especialmente em sujeitos com restrições biomecânicas.

Para Aissaoui *et al.* (2001), o déficit do controle do equilíbrio da postura sentada pode limitar o desempenho da tarefa. Diante disso, Braccialli *et al.* (2008) concluem que cadeiras de rodas ou adaptadas com assento de lonas não são objetos adequados para realizar as Atividades da Vida Diária (AVDs), especialmente, para crianças com Paralisia Cerebral (PC), em fase escolar, pois esse tipo de assento aumenta a instabilidade postural e piora o desempenho durante as atividades.

Embora os assentos flexíveis sejam problemáticos, para manter a integridade física dos usuários de cadeira de rodas, se utilizados com responsabilidade, podem ser de uma alternativa prática e econômica. Portanto, para otimizar o design desses assentos, especialmente os de lona, é preciso considerar:

- Dispositivo para ajuste da tensão da lona podem ser utilizandas cintas reguláveis para fazer esse esticamento;
- Deve ser levado em consideração o formato do assento, para desenvolver almofadas para o alívio de pressão. É importante que a almofada encaixe no formato do assento;
- Adaptações de almofadas para evitar que as ferragens da fixação da lona, ou do próprio quadro da cadeira de rodas machuquem o usuário. Uma opção é fazer o chanframento das arestas da almofada, para que as ferragens fiquem alojadas nesses espaços. (WHO, 2008, p.58)

Medina e Coelho (2007) sugerem um assento em tecido impermeável e que não ceda ou laceie com facilidade, para garantir a estabilidade da postura e a fácil higienização. Os assentos do tipo selado (rígido) devem ser evitados, pois, favorecem a pressão nas regiões das tuberosidades isquiáticas e trocantéricas.

Segundo os autores, as alturas do assento da cadeira de rodas em relação ao solo variam de 42,5 a 52,5 centímetros. O QUADRO 3.11 traz algumas orientações para desenvolvimento de assentos.

QUADRO 3.11 – Orientações para as Dimensões do Assento

DESCRIÇÃO	ORIENTAÇÕES
Ângulo do plano de assento	1° a 3°
Profundidade efetiva do assento	Distância antropométrica sacro-poplíteia - 5 cm
Largura do assento	Largura antropométrica do quadril + 4 cm
Altura frontal do assento em relação ao solo	50 cm
Altura posterior do assento em relação ao solo	47,5 cm

Fonte: MEDINA E COELHO (2007);

Pheasant (1996) determinou três fatores relevantes para o projeto de assentos; ou seja, devem-se levar em consideração as características da posição sentada (dimensão, ângulo, forma, textura) dos usuários (antropometria, tônus muscular, circulatório e mental) e da tarefa (duração, demanda física das mãos, dos pés, mental e visual).

Além desses fatores, o Instituto de Biomecânica de Valência (IBV) (2000) sugeriu introduzir regulagens nessas dimensões, as quais podem proporcionar maior comodidade e conforto ao usuário, permitindo que o próprio usuário faça suas adaptações. O QUADRO 3.12 apresenta os benefícios, quando os assentos de cadeira de rodas possuem ajustes.

QUADRO 3.12 – Benefícios das regulagens do assento das cadeiras de rodas

CARACTERÍSTICAS	BENEFÍCIOS
Assentos providos de estofamento e/ou almofadas adequadas	Permite a mudança espontânea de postura, diminui a pressão e o surgimento de úlceras
Regulagem da altura do assento	Segurança e facilidade na tarefa de sentar-se e levantar-se da cadeira de rodas
Garantir dispositivos de regulagem acessível e com design simples	Permite independência do usuário
Proporcionar a elevação ou redução do assento no mesmo nível	Permite integração social com posturas adequadas para diferentes atividades (alimentação, conversa, trabalhos manuais, lazer, etc.)
Regulagem da inclinação do assento	Facilidade de transferência da cadeira para outro assento e para levantar-se da cadeira de rodas

Fonte: IBV (2000) *apud* CARRIEL (2007, p.85)

E, para garantir a comparabilidade das dimensões desses sistemas de suporte para o corpo, a norma ABNT NBR ISO 7176-7:2009 estabelece um método para coletar as medições. Por esses sistemas, envolver estruturas deformáveis, abauladas e flexíveis, com poucos pontos de referência consistentes e confiáveis é necessário utilizar um padrão, denominado de Medidor de Peso de Referência (MRP), (FIGURA 3.26 e 3.27).

FIG. 3.26

FIG. 3.27

FIGURA 3.26 – Medidor de peso de referência para adulto.

FIGURA 3.27 – Medidor para definir o local do centro de gravidade.

Para Moraes (2009), os assentos são responsáveis em manter a integridade tecidual, o manejo da incontinência, a função digestiva e respiratória e, também, a prevenção das deformidades esqueléticas. E, em busca de soluções para essas necessidades, o autor traz requisitos que um assento de cadeiras de rodas precisa possuir, para garantir as necessidades dos usuários e o equilíbrio da interface tecnológica assento/usuário, (QUADRO 3.13) a seguir.

QUADRO 3.13 – Necessidades do Cadeirante para Assentos de Cadeira de Rodas

PARA FACILITAR EQUILÍBRIO DA INTERFACE			
Posicionamento	Suportar o usuário	Integridade Superficial	Facilitar a difusão da umidade
	Acomodar tuberosidades isquiáticas		Facilitar a difusão térmica
	Prover suporte lombar		Impedir a proliferação de germes e bactérias
	Melhorar obliquidade pélvica		Evitar a fricção da pele
	Impedir escorregamento	Integridade Tecidual	Diminuir picos de pressão
	Acomodar deformidades estruturadas		Diminuir gradientes de pressão
	Corrigir deformidades não estruturadas		Realocar pressão
	Posicionar pés		Minimizar cisalhamento
	Facilitar o posicionamento da cabeça	Atividade Motora	Permitir obtenção de posição
Requisitos Compostos	Aumentar tempo tolerável		Permitir manutenção da posição
	Facilitar a modificação postural		Permitir movimentos necessários
	Facilitar transferência		Permitir movimentos quando necessários
	Diminuir esforço físico		Impedir movimentos indesejados
	Diminuir esforço mental		Apoiar tronco para atividade

Fonte: MORAES (2009, p. 97)

Para complementar essas necessidades, Moraes (2009, p.96) teve o cuidado em apresentar as relações entre as funções biomecânicas com as recomendações de projeto para assento de cadeira de rodas.

O QUADRO 3.14, a seguir, traz essas relações que objetivam proporcionar diretrizes projetuais, para manter a saúde da integridade tecidual, a funcionalidade, estabelecendo orientações para garantir uma atividade funcional e o bem-estar, com os aspectos referentes à posição sentada e à integração dessas recomendações, promovendo o conforto.

QUADRO 3.14 – Relações entre as Funções Biomecânicas e Recomendações de Projeto para Assento de Cadeira de Rodas

PARA PROMOVER O CONFORTO DO ASSENTO		
Manter a posição sentada	Sentar na cadeiras	Disponibilizar apoio para sentar
	Obter posição	Contrapor tendência a obliquidade
		Envolver a região pélvica
		Acomodar e corrigir a escoliose
		Posicionar cabeça
	Manter posição	Posicionar os pés
		Aplicar pressão em coxas e nádegas
		Limitar deslocamento anterior sobre o assento
		Aplicar pressão na região lombo-sacra
	Trocar de posição	Modificar posições relativas entre usuários e assento
		Modificar posições relativas entre segmentos corporais
Manter a integridade tecidual	Realizar transferência	Disponibilizar apoio para transferência
	Minimizar passivamente as agressões teciduais	Eliminar o excesso de umidade na interface
		Eliminar o excesso de calor na interface
		Inibir a reprodução de germes/bactérias na interface
		Limitar o coeficiente de atrito na interface
		Limitar os picos de pressão
	Minimizar ativamente as agressões teciduais	Limitar gradientes de pressão
		Limitar cisalhamento
		Monitorar as condições do tecido
		Desencadear troca de posição
Permitir atividade funcional	Minimizar os esforços físicos	Permitir movimentos necessários
		Limitar movimentos indesejáveis
	Minimizar os esforços mentais	Minimizar estímulos dolorosos
		Minimizar desequilíbrio

Fonte: MORAES (2009, p. 97)

Com base nessas recomendações, Moraes (2009, p.119) desenvolveu, a nível conceitual, um sistema de assento para cadeira de rodas, que propõem corrigir a imobilidade encontrada nos assentos atuais. A imobilidade é o fator determinante dos problemas que acometem a integridade física, a estabilidade e o conforto dos usuários de cadeira de rodas.

Pode-se ampliar a estabilidade da cadeira de rodas diminuindo a largura do assento. A altura do assento da cadeira de rodas, quanto mais próximo do solo estiver, mais estável será o objeto.

Para definir a largura e/ou altura ideal do assento, deve-se levar em consideração, além dos aspectos antropométricos dos sujeitos, qual seria a aplicabilidade da cadeira de rodas, prevendo as tarefas e os possíveis obstáculos que ela terá que vencer.

Algumas dessas vantagens e desvantagens são apresentadas pelo QUADRO 3.15 a seguir.

QUADRO 3.15 - Aumentar a Estabilidade da Cadeira de Rodas em Todas as Direções

RECOMENDAÇÕES	VANTAGENS	DESVANTAGENS
Diminuição do assento (altura e largura), consequentemente, esse ajuste muda o centro de gravidade do cadeirante	Pode ser mais fácil para o usuário alcançar objetos no solo.	Sendo menor pode tornar mais difícil para alcançar objetos acima.
	O assento (e os joelhos do usuário) será mais provável para caber embaixo de mesas.	A postura pode ser menos confortável e pode aumentar a pressão sobre o assento do usuário (uma causa de úlceras de pressão).
	Usuário poderá usar os pés para ajudar na propulsão (se eles forem capazes).	Posição de propulsão do usuário pode ser pior e o acesso aos aros de propulsão mais difícil.
Assento com pouca ou nenhuma inclinação para trás (ângulo do assento)	Facilita a transferência, porém, vai depender das habilidades do usuário.	Assento com inclinação insuficiente pode levar a má postura e úlceras de pressão na região poplíteica.
		Inclinação muito exagerada irá provocar uma pressão localizada na região alta das nádegas.
		A inclinação para trás desloca o centro de gravidade do usuário para frente, o que torna a cadeira de rodas menos estável para o deslocamento
		Durante um impacto, se a cadeira de rodas não tiver rodas anti-tombo frontais, a inclinação e o material do assento (assento/almofada) pode provocar o deslizamento do usuário.

Fonte: WHO (2008, p.46)

3.4.1.1 Almofadas

As almofadas para assentos de cadeira de rodas possuem três funções importantes: a de trazer conforto ao usuário, a responsabilidade de aliviar as pressões e impedir o aparecimento de escaras, e corroborar no apoio e equilíbrio postural. Portanto, trata-se de um elemento essencial para as pessoas com alta sensibilidade na pele, ou que necessitam ficar longos períodos na cadeira de rodas.

Para cadeirantes idosos, em especial, as almofadas devem ser cuidadosamente selecionadas, levando em consideração as características psicofisiológicas e patológicas dos sujeitos, como o peso, antropometria, capacidade de ficar sentado, entre outros fatores.

Para o desenvolvimento, ou seleção, as características físicas do usuário são determinantes para definir a densidade correta, a forma e o dimensional e, assim, evitar o aparecimento de escaras, infecções e garantir a qualidade de vida e, consequentemente, evitar o risco de morte prematura.

As almofadas devem ser destacáveis do assento da cadeira de rodas para facilitar a limpeza e higienização; deve apresentar, também, dimensões adequadas ao próprio assento, além de um desenho inequívoco que permita o usuário entender, sem esforço, o posicionamento da almofada na cadeira de rodas, ou seja, o lado que deverá ficar na frente e em cima.

Segundo Baltar (2006), as úlceras de pressão podem ser evitadas se os assentos forem personalizados, estofados e específicos, pois, as pressões provocadas pelos assentos estão diretamente relacionadas com as características elásticas do material.

Há três fatores que se associados à má morfologia e as propriedades físicas do assento das cadeiras de rodas, podem ampliar o aparecimento das úlceras de pressão (escaras). Esses fatores são: ambientais, humanos e mecânicos.

O fator ambiental está ligado à umidade (suor e urina), ao calor e ao atrito excessivo da pele; o fator humano corresponde à desnutrição, à idade avançada e à má circulação. Ambos os fatores estão ligados à baixa tolerância tecidual. O fator mecânico está ligado à instabilidade, inatividade e ao deficit sensório, aspectos que surgem da exposição prolongada à pressão.

Conforme apontado por Moraes (2009), o material empregado em revestimentos de assento deve minimizar o acúmulo da umidade entre o objeto e a pele do usuário. Esse mesmo material deve possuir propriedades que permitam o uso de água e sabão.

As almofadas devem reduzir a pressão das áreas do corpo, com alto risco para o desenvolvimento de escaras; as tuberosidades isquiáticas e sacro são os pontos mais críticos. Portanto, para manter as características do elemento diante das variações climáticas, as informações de uso, manutenção e substituição devem estar disponíveis.

Estudos de Carlson, Payette e Vervena²⁵ (1995) *apud* Moraes (2009) mostraram que a área de contato é diretamente proporcional à espessura e à densidade da almofada, cuja consequência é a diminuição da pressão na interface (FIGURA 3.28 (a); (b)). Quando o assento é anatômico (FIGURA 3.28 (c)), a área de contato é maior e os valores da pressão na interface são menores, além de aumentar a estabilidade postural.

FIGURA 3.28 – Área de contato em relação a espessura da almofada (a; b) e área de contato de um assento anatômico.

Portanto, para as almofadas atenderem à estabilidade da postura sentada na cadeira de rodas, esses elementos devem atender a alguns requisitos como tamanho, material, tipo de almofada, ajustes e fatores ergonômicos.

As almofadas devem ser avaliadas e classificadas com base na capacidade de proporcionar conforto, alívio de pressão e apoio postural, e os resultados devem estar disponíveis, tanto para os usuários, como para compradores.

A almofada anatômica (FIGURA 3.29) e plana (FIGURA 3.30) da Helab Contur, possui tecnologia viscoelástica, uma espuma que conforma perfeitamente à ergonomia do usuário e garante um elevado nível de conforto; e uma postura estável, também, por ter um núcleo com líquido enclausurado, permitindo as mudanças espontâneas da postura.

²⁵ CARLOS N, J. M.; PAYETTE, M. J.; VERVENA, L. P. Seating Orthosis Design for Prevention of decubitus ulcers. **Journal of Prosthetics & Orthotics**, v.7, n.2, p.51-60, 1995.

Outro modelo é a almofada “*Quadtro Select*” da Roho (FIGURA 3.31), desenvolvida em neoprene. É específica para usuários com alto índice de desenvolver escaras, possui um sistema interno que regula a circulação do ar em quatro regiões, ou em toda a área do assento, suporta até 350 kg e pesa em torno de 1,7 kg.

FIG. 3.29

FIG. 3.30

FIG. 3.31

FIGURA 3.29 – Almofada anatômica de visco elástico da Helab Contur.

FIGURA 3.30 – Almofada plana de visco elástico da Helab Contur.

FIGURA 3.31 – Almofada *High Profile Quadtro Select* da Roho.

Hoje o mercado oferece uma gama de assentos que vai desde o rígido, construído em madeira, até produtos de alta tecnologia, como as almofadas com visco elástico; porém, em alguns casos específicos de deficiência há a necessidade de modelagem de um assento seguindo a morfologia anatômica. Conforme o exemplo da FIGURA 3.32 desenvolvido pela AACD, que trata de assento e encosto modelado exclusivamente para o indivíduo.

FIGURA 3.32 – Assento adaptado de cadeira de rodas.

3.4.2 Encosto

O encosto é um elemento essencial e complementar ao apoio postural dos usuários em cadeira de rodas. A morfologia pode ser do tipo *sling* (lona) ou rígido e a aplicação de encosto está associada à altura dos espaldares que, geralmente, são em dois tamanhos, como mostrado na FIGURA 3.33 (a) e (b).

Usuários com escoliose, paralisia cerebral ou outra patologia, que não mantêm a simetria ou sustentação do tronco, necessitam de um encosto específico ou com mais sustentação. Os suportes laterais podem ser agregados ao encosto para oferecer essa sustentação.

Vale ressaltar que esses suportes devem ser cuidadosamente projetados com base em laudos e recomendações médicas, para que o equipamento não seja um complicador do estado de saúde.

Encosto com espaldar alto pode reduzir a capacidade de impulsionar a cadeira de rodas de forma eficaz; haja vista que os espaldares de cadeiras de rodas específicas (FIGURA 3.34), como as utilizadas por jogadores de basquete, possuem encosto bem abaixo das vértebras torácicas.

FIG. 3.33 (a)

FIG. 3.33 (b)

FIG. 3.34

FIGURA 3.33 – Encosto com espaldar baixo (a) e espaldar alto (b).

FIGURA 3.34 – Cadeira de rodas para prática do basquete da Jaguaribe.

QUADRO 3.16 – Recomendações para o Projeto de Encosto

RECOMENDAÇÕES	VANTAGENS	DESVANTAGENS
O ângulo entre o assento e o encosto (assento para trás ângulo) deve ser entre 80 e 100 graus.	A angulação evita a sobrecarga nos discos intervertebrais, possibilitando o cadeirane ficar mais tempo na postura sentada.	Ajuste da inclinação provoca a mudança do centro de gravidade e a estabilidade dinâmica e estática da cadeira de rodas.
Encosto deve possibilitar diferentes ajustes de alturas.	Ajustes permitem a adequação antropométrica e possibilita adequar a postura as diferentes Atividades da Vida Diária (AVDs)	Se os sistemas de ajustes não forem intuitivos pode comprometimento a saúde da coluna vertebral, além de causar riscos acidentários.
O encosto deve suportar a curvatura normal da coluna vertebral. O meio das costas deve ser capaz de ficar ainda mais para trás do que a parte de trás da pélvis.	Encostos em formato anatômico garante a maior área de contato.	Encostos anatômicos dificulta a mudança de postura. Encostos vazados como das cadeiras de rodas convencionais devem ser evitados.

Fonte: WHO (2008, p.60)

O encosto *Spex* (FIGURA 3.35), da empresa *Spex Seating*, foi projetado para usuários com posturas assimétricas moderadas; possui sistema denominado “*Contouring Cell Cube System*” (FIGURA 3.36) que reduz a pressão de partes proeminentes do corpo. É esse sistema de espuma que personaliza o encosto às assimetrias do corpo do sujeito.

O encosto *Spex* possui um sistema de fixação *quick-release* (FIGURA 3.37) em quatro pontos, ou seja, os grampos correm na estrutura tubular da cadeira de rodas para ajustar a altura do encosto. O sistema de fixação desse dispositivo é por pressão.

FIG. 3.35

FIG. 3.36

FIG. 3.37

FIGURA 3.35 – Encosto *Spex* da *Spex Seating*

FIGURA 3.36 – Sistema *Contouring Cell Cube System*

FIGURA 3.37 – Sistema *quick-release* do encosto *Spex*

O ângulo do encosto com a profundidade do assento possui um ajuste perfeito; porém, é possível utilizar almofadas de ajustes posturais para melhorar o conforto do usuário. Os orifícios da base de sustentação do encosto e os espaçadores internos das células cúbicas (FIGURA 3.36) aumenta o fluxo de ar, proporcionando maior conforto térmico.

QUADRO 3.17 – Propriedades Morfológicas, Clínicas e Funcionais do Encosto *Spex*

MORFOLÓGICAS	CLÍNICAS	BENEFÍCIOS FUNCIONAIS
Personalização do esforço.	Encosto confortável para reduzir a dor do tronco.	Oferece estabilidade torácica.
Adaptações para alterar as necessidades posturais.	Alinhamento da coluna e apoio.	Possui pressão confortável reduzindo camada superficial de espuma para absorver proeminências ósseas.
As células cúbicas podem ser removidas e adicionadas a qualquer momento.	Para a pele em sensível ou em degradação devido as pressão do decúbito.	Sistema de célula cubica fornece configurações para um ajuste perfeito a anatomia do usuário.
Contorno não se move ou escapa do ajuste.	Tem proeminências ósseas ou salientes.	Personalizações para contorno do corpo podem ser realizados no local.
Cunhas adicionais de suporte podem ser usadas para aumentar o grau de conforto.	Ter novas necessidades posturais	Criado como solução para as posturas assimétricas.
	Pertence uma postura mal adaptada ou assimétrica.	Componente modular significa que você pode "misturar e combinar" com diferentes opções de almofada laterais e suportes de posicionamento.
		Oferece excepcional contato para os ombros.

Fonte: *Spex Seating*. Disponível em: <<http://www.spexseating.com/>> Acessado em: 24 jan. 2013.

A Invacare é uma empresa multinacional americana fundada em 1885, com o nome de *Worthington Company*, que sempre teve seu foco na produção de cadeira de rodas. Hoje a empresa produz outros tipos de equipamentos médico-hospitalares. Serão destacados quatro modelos de encostos para cadeira de rodas: o *curved*, o *personal*, o *dual flex* e o *dual flex 10 max curved*.

O encosto *Curved* (FIGURA 3.38) foi projetado para usuários que necessitam de um suporte mais rígido para as costas. Esse encosto corrige o efeito rede provocado pelos encostos do tipo *sling*. Já o modelo "*Personal*" (FIGURA 3.39) oferece uma melhoria no suporte postural e no alinhamento da coluna vertebral. Possui apoio lombar e suporte lateral, proporcionando maior conforto e estabilidade lateral.

O encosto “*Dual Flex*” e “*Dual Flex 10 Max Contour*” (FIGURA 3.40 e 3.41) apresentam um design modular e de poucos elementos mecânicos. Pode acomodar diferentes tipos e tamanhos de corpo, permite uma configuração da profundidade de contorno das costas e um nível desejado de apoio postural.

FIG. 3.38

FIG. 3.39

FIG. 3.40

FIG. 3.41

FIGURA 3.38 – Encosto “*Curved*” da Invacare

FIGURA 3.39 – Encosto “*Personal*” da Invacare

FIGURA 3.40 – Encosto “*Dual Flex 10 Mild Contour*” da Invacare

FIGURA 3.41 – Encosto “*Dual Flex 10 Max Contour*” da Invacare

Outro fabricante de encosto para cadeira de rodas é a Jay. A seguir serão apresentadas características de quatro modelos de encosto. Os modelos Jay Xtreme (FIGURA 3.42), Jay 2 (FIGURA 3.43), Jay Care (FIGURA 3.44) e o Jay J2 Deep Contour (FIGURA 3.45).

FIG. 3.42

FIG. 3.43

FIG. 3.44

FIG. 3.45

FIGURA 3.42 – Encosto Jay Xtreme da

FIGURA 3.43 – Encosto Jay 2

FIGURA 3.44 – Encosto Jay Care

FIGURA 3.45 – Encosto Jay J2 Deep Contour

O modelo de encosto “*Jay Xtreme*” possui um perfil baixo, posicionando-se no corpo do usuário, abaixo da região torácica, dando maior suporte à região pélvica, reduzindo a fadiga da posição sentada e maximizando a função. Já o modelo “*J2*” foi projetado para sustentar a região pélvica e o tronco de forma independente. Possui ângulo ajustável, sistema de fácil instalação e remoção.

O modelo “*Jay Care*” foi desenvolvido para acomodar a coluna cifótica torácica. Possui um desenho que contorna a região das costas, enquanto que o desenho do modelo “*Jay J2 Deep Contour*” garante a estabilização lateral da região pélvica posterior e do tronco. Ambos os modelos são leves, produzidos com uma espuma segmentada de viscoelástico, possui ajustes angulares e sistema de montagem e remoção rápida.

O encosto “*JetStream Pro*” (FIGURA 3.46) da RoHo, foi desenvolvido para ampliar a mobilidade de cadeiras de rodas manuais. O cadeirante Todd Hargroder inventou o “*JetStream Pro*” com foco na leveza. Para isso, utilizou fibra de carbono, alumínio, espuma de poliuretano e acabamento em nylon balístico. Esse modelo é considerado ultraleve, pesando menos de 2 kg e possui sistema de fixação rápida (FIGURA 3.47).

O encosto “*Talon*” (FIGURA 3.48) da Virilite foi desenvolvido para os usuários com lesão na medula espinhal. Esse encosto oferece suporte para a espinha ilíaca pósterio-superior. O posicionamento correto dessa estrutura esquelética reduz a tensão e a fadiga, proporcionando maior conforto para propulsão da cadeira de rodas.

FIG. 3.46

FIG. 3.47

FIG. 3.48

FIGURA 3.46 – Encosto *JetStream Pro* da RoHo

FIGURA 3.47 – Sistema de fixação do encosto *JetStream*

FIGURA 3.48 – Encosto *Talon* da Virilite.

QUADRO 3.18 – Características Físicas e Morfológicas dos Modelos de Encostos

MODELOS		CARACTERÍSTICAS	MODELOS		CARACTERÍSTICAS
Fabricante Invacare	Curved	Perfil ligeiramente curvo que encaixa os contornos corporais. Construída com espuma de conforto e viscoelástica. Possui suporte sacral embutido para posicionamento pélvico. Formato em “T” que facilita a inserção de acessórios. Capa de revestimento em tecido impermeável com zíper. Sistema de ajuste com grampos.	Fabricante Jay	Jay Xtreme	Suporte pélvico que maximiza o desempenho sentado. Apoio lombar que ajuda a reduzir a fadiga lombar. Encosto com baixo perfil que não restringe o movimento. Pesa menos de 2,5 kg. Ajuste de altura regulável personalizado. Alta resistência da base rígida de alumínio.
	Personal	Sistema de ajuste rápido e grampos de autoajuste na estrutura. Base rígida em alumínio, leveza, resistência e durabilidade. Laterais redesenhadas para aumentar o apoio da linha média, sem interferir com o movimento da extremidade superior. Ampla variedade de tamanhos para atender ao usuário e às dimensões da cadeira. Pré-perfurado para fácil instalação do apoio de cabeça.		Jay 2	Assento leve, fácil de ajustar e de instalar. Espuma para aumentar a tolerância da posição sentada. Atende posicionamento da pelve e do tronco de forma independente. Mudança de ângulo até 15 graus entre o assento e o encosto Largura, altura e ângulo ajustável que não interfere na dimensão da profundidade do assento.
	Dual Flex	Inclui um painel de suporte torácico e sacral para usuários que necessitam de um maior nível de apoio para as costas. Sistema ajustável da largura que pode ser montado em até três larguras de cadeira de rodas. Sistema de liberação rápida que facilita a remoção e a portabilidade. Capa de revestimento Leve, apenas adicionando até 5 kg ao peso da cadeira de rodas.		Jay Care	Ajuda a diminuir a dor nas costas e proporciona uma postura funcional para o sentado. Espuma segmentada que conforma facilmente as estruturas ósseas dascoluna, aliviando a pressão sobre a pele. Criada em suportes laterais. Facilmente ajustável.
	Roho JetStream Pro	Base do encosto é construído em fibra de carbono; Dispositivos de montagem ajustável em alumínio; Espuma de poliuretano e revestimento em nylon balístico;		Jay J2 Deep Contour.	Projeto anatômico e de acordo com a estrutura da cadeira de rodas. Largura, altura e ângulo ajustável para facilitar o ajuste, sem perda de profundidade do assento. Mudança de ângulo disponível até 15 graus entre o assento e o encosto Projetado para atender pelve e posicionamento de tronco de forma independente. Suporte fixo lateral fornece estabilidade para o tronco sem a diminuição da função dessa estrutura. Acessórios de posicionamento com ajuste personalizado e fixação com velcro.
Virilite	Talon	O Talon apoiando a espinha ilíaca superior posterior posicionando corretamente os usuários com Lesão da Medula Espinhal. O encosto é ultraleve, reduz a fadiga e a tensão para aqueles que impulsionam manualmente a cadeira de rodas.			

Fonte: MOBILITY BASICS. Disponível em: <<http://mobilitybasics.ca/>> Acessado em: 23 jan. 2012.

3.4.3 Suporte para Cabeça e Membros Superiores e Inferiores.

3.4.3.1 Apoio para Cabeça

A maioria das cadeiras de rodas de propulsão manual não vem com apoio para a cabeça, de fábrica. Esse elemento é considerado um acessório, e somente alguns modelos de cadeiras de rodas estão preparados estruturalmente para receber esse elemento, que oferece suporte lateral para a região temporal.

Há vários formatos de apoios para cabeça: podem ser quadrados, com apoio lateral, compacto e anatômico. Apresentam-se em morfologias planas e levemente curvadas, acompanhando a anatomia da cabeça e, também, podem ser encontrados em três tamanhos: pequenos, médios e grandes.

FIG. 3.49

FIG. 3.50

FIG. 3.51

FIGURA 3.49 – Interface apoio de cabeça, cadeira de rodas e usuário.

FIGURA 3.50 – Conjunto apoio de cabeça *Spex Seating*.

FIGURA 3.51 – Sistema de Fixação do apoio na cadeira de rodas.

Para Medina e Coelho (2007), os alinhamentos da cabeça e dos membros superiores são essenciais para a estabilidade; porém, dependem do alinhamento da pélvis, da simetria do tronco e cintura escapular e, também, da integridade da musculatura cervical.

O apoio de cabeça é mais utilizado para dar sustentação à postura dos usuários com deficit motor, anomalias na coluna cervical e com comprometimento do tônus muscular na região do pescoço; porém, é um elemento essencial para aqueles usuários que não necessitam de suporte.

O apoio de cabeça promove a estabilidade dinâmica no deslocamento da cadeira, mantendo o centro de gravidade usuário e cadeira, a simetria corporal e o

equilíbrio, especialmente, quando se trafega em superfícies irregulares. Os dispositivos com ajustes, como representado pela FIGURA 3.52, ampliam essa estabilidade.

O fabricante *Spex Seating* oferece cinco modelos de apoio para a cabeça e dois mecanismos para o ajuste da altura, sendo um linear, ajustado por volantes (FIGURA 3.53) e outro com ajuste linear e articulado, ajustado por um sistema de alavanca (FIGURA 3.54 e 3.55).

FIG. 3.52

FIG. 3.53

FIG. 3.54

FIG. 3.55

FIGURA 3.52 – Sistema de articulação do apoio de cabeça.

FIGURA 3.53 – Mecanismo de ajuste linear por volante e fixação.

FIGURA 3.54 – Mecanismo de ajuste linear por alavanca e fixação.

FIGURA 3.55 – Detalhe do sistema de ajuste rápido por alavanca.

3.4.3.2 Apoio de Braços

Os apoios de braços (FIGURA 3.56 e 3.57) são utilizados como suporte postural temporário. Não podem provocar o desconforto e se tornar uma barreira para o usuário, quando o mesmo for realizar as atividades da vida diária, como a própria propulsão da cadeira de rodas, ou o posicionamento em mesas.

Os benefícios dos apoios de braços estão relacionados com a distribuição das forças normais sobre o braço, enquanto sentado, e na ajuda que promove para o apoio do tronco e da pelve, reduzindo as forças que podem levar a úlceras de pressão. Quando os usuários colocam os braços sobre os apoios, há uma redução da pressão sobre a coluna vertebral, mantendo a integridade dessa estrutura.

Os apoios de braços promovem o ajuste postural do usuário, contribui para o conforto e contém o usuário no sistema de assento por mais tempo. Esse dispositivo, também, é uma referência para o usuário se guiar para sentar-se e base para o impulso no momento de levantar-se da cadeira.

Segundo manual da WHO (2008, p.61), muitos usuários acham mais fácil transferir-se para dentro e fora de sua cadeira de rodas, se os apoios de braços forem articulados ou removíveis. Portanto, é viável que esses elementos possuam um desenho adequado para facilitar a transferência, quando não forem destacáveis.

FIG. 3.56

FIG. 3.57

FIGURA 3.56 – Apoio de braço para cadeira de rodas da *Spex Seating*.

FIGURA 3.57 – Apoio de braço com proteção lateral da *Spex Seating*.

As vantagens e desvantagens de cada configuração morfológica dos apoios de braços são apresentadas pelo QUADRO 3.19, considerações que promovem a mobilidade do usuário de cadeira de rodas.

QUADRO 3.19 – Recomendações Projetuais para o Apoio de Braços

RECOMENDAÇÕES	VANTAGENS	DESVANTAGENS
Apoios de braços removíveis ou dobráveis	Não há obstáculos para o usuário se transferir lateralmente para dentro ou fora da cadeira de rodas.	Componentes removíveis podem se perder.
		Os encaixes de peças removíveis podem ser dobrados e danificados, tornando-os difíceis de colocar ou tirar.
		Mecanismos de travamento podem falhar e criar um risco acidentário, especialmente, quando o cuidador tenta levantar a cadeira pelos braços.
Apoio de braços fixos	Proporciona maior conforto.	É um obstáculo para transferência.
	Isso ajuda a transferir para cima, especialmente para superfície mais alta que o veículo.	
	Estabilidade para elevação do corpo e mudança de posição, especialmente, em longos períodos.	
Apoio de braços articulados ou removíveis	Fácil transferência	Apoios de braços podem ser facilmente perdidos ou danificados.

Fonte: WHO (2008, p.54)

3.4.3.3 Apoio para as Pernas

A maior parte das cadeiras de rodas fabricadas no Brasil não possuem apoio para as pernas e esse elemento é importante por promover o conforto dos usuários que necessitam permanecer nas cadeiras por longos períodos. Os apoios para as pernas ou panturrilhas contribuem para diminuir os inchaços e edemas das pernas, por garantir a mudança da postura e elevação da perna, ativando a circulação sanguínea.

Hoje algumas cadeiras de rodas possuem uma cinta, geralmente, de polipropileno e fechamento em velcro, que podem ser fixadas na estrutura da cadeira, para dar sustentação; porém, esse elemento, quando não posicionado corretamente, pode provocar edemas e, em casos mais graves, úlceras de pressão.

3.3.3.3 Apoio de Pés

O apoio de pés em cadeira de rodas oferece aos usuários um suporte para os pés. A altura dessa base deve ser ajustada individualmente, levando em consideração a antropometria do usuário. Se for corretamente ajustado, o apoio reduz a pressão das pernas sobre o assento, e promove uma postura saudável e a integridade dos tecidos epiteliais.

Existem apoios de pés que possuem uma tira nos calcanhares para manter os pés sobre a base. A distância da base do apoio em relação ao solo deve ser suficiente para evitar que esse elemento não bata, ou fique preso nos obstáculos, podendo provocar o tombamento da cadeira de rodas.

A altura do apoio para os pés deve ser ajustável e precisa ter comprimento e largura suficiente para acomodar os pés; mas, ao mesmo tempo, não devem criar dificuldades ao dobrar ou se mover.

Outros fatores de desempenho relacionados com o apoio de pés e suas respectivas vantagens e desvantagens estão organizados no QUADRO 3.20, a seguir.

QUADRO 3.20 – Recomendações para Apoio de Pés

RECOMENDAÇÕES	VANTAGENS	DESVANTAGENS
Apoios de pés removíveis e/ou articulados	Apoios de pés removíveis podem permitir que um usuário	Componentes removíveis podem se perder.
	Apoio de pés removíveis pode permitir que um usuário fique mais próximo do local onde se deseja transferir	Mecanismos de travamento podem falhar e promover uma situação de risco acidentário, especialmente, quando se tenta levantar a cadeira mantendo os apoios de pés.
	Para transferências de pé, pés removíveis ou articulados (flip-up) são necessários para evitar riscos acidentários quando o usuário for sentar ou sair da cadeira.	

3.5 SISTEMA ESTRUTURAL E MORFOLÓGICO

O sistema estrutural consiste no quadro da cadeira de rodas, onde se fixam todas as outras partes. O quadro também é chamado de monobloco. Caracteriza-se pelo seu peso que deve ser leve e, ao mesmo tempo, rígido. Suas qualidades mecânicas dependem dos materiais de que é feito e das tecnologias de fabricação utilizadas.

O quadro, geralmente, é construído em tubos de metal soldados e pode apresentar-se na forma rígida ou com articulação. Essa articulação é denominada de sistema de dobramento ou sanfonamento da cadeira de rodas, que pode ser em “X” (FIGURA 3.58) ou em “L” (FIGURA 3.59).

FIG. 3.58

FIG. 3.59

FIGURA 3.58 – Cadeira de rodas da *Wardray Premise* dobrável em “X”

FIGURA 3.59 – Cadeira “*Light Travel Wheelchair in a Holdall*” dobrável em “L”

Medina e Coelho (2007) apontam que a leveza da cadeira de rodas é uma das características mais importantes na prescrição, especialmente quando o usuário apresenta comprometimento biomecânico nos membros superiores.

Os primeiros quadros de cadeira de rodas foram construídos em madeira. Hoje existem diferentes tipos de materiais, alguns extremamente leves como a fibra de carbono da cadeira de rodas *Phantera X* (FIGURA 3.60), cujo quadro pesa 2,1 kg. A base da leveza do quadro de uma cadeira de rodas está na escolha do material e, diante dos conceitos da sustentabilidade, vale destacar a proposta desenvolvida pelo designer Flavio Deslandes (FIGURA 3.61) para quadros de bicicletas.

FIG. 3.60

FIG. 3.61

FIGURA 3.60 – Quadro da cadeira de rodas *Phantera X*.

FIGURA 3.61 – Quadro de bicicleta em bambu.

Segundo Deslandes (1999), a principal característica do bambu é a flexibilidade e quando utilizado nos quadros de bicicleta, resiste bem a trepidações e tem excelente durabilidade. O material é 17% mais resistente que o aço, quando forçado no sentido longitudinal, e tem a leveza do alumínio, sem contar que os danos ambientais causados por sua fabricação é quase nula.

Considerando essas características do bambu, um experiente artesão japonês desenvolveu uma cadeira de rodas com bambu laminado (FIGURA 3.62 e 3.63). O peso da cadeira chega a 17 kg e, segundo relatos, o objeto transmite delicadeza, sofisticação e as fibras naturais provocam sentimentos de tranquilidade e relaxamento.

FIG. 3.62

FIG. 3.63

FIGURA 3.62 – Cadeira de rodas de bambu laminado.

FIGURA 3.63 – Processo de conformação do bambu.

Segundo LaMere (1984), citado por Calucci (1995), o modelo de cadeira de rodas *Univesal Standard Adult*, fabricado pela *Everest & Jennings*, foi adotada como padrão em competições pela *National Wheelchair Athletic Association* (NWAA), e sua estrutura tubular, em aço cromado e abundante estofamento, pesava cerca de 25 kg.

Estudos de Colucci (1995) revelaram que neste mesmo período os atletas faziam suas próprias modificações nos assentos de suas cadeiras de rodas, para melhorar o desempenho na propulsão; e essas diferenças anatômicas, de estilo ou específica a cada deficiência, proporcionou estímulo para o design das cadeiras de rodas de corrida.

Embora o uso das cadeiras de rodas de corrida seja bem específico, é relevante para o design de cadeiras gerais, destacar algumas dessas características, as quais podem ser adequadas para melhorar o desempenho e o conforto dos usuários comuns, especialmente, visando à mobilidade.

A principal modificação realizada no padrão *Univesal Standard Adult* foi a estrutura de aço que passou a ser feita de alumínio 6061, titânio ou materiais compostos, como kevlar e fibra de carbono, objetivando uma melhor rigidez e leveza, propriedades que favoreceram consideravelmente a capacidade de manobras na cadeira e, conseqüentemente, a usabilidade.

A confiabilidade de uma cadeira de rodas é determinada pela durabilidade do produto, ou seja, um produto para ser confiável deve apresentar pouca manutenção; porém, quando houver falhas, o usuário deverá ter disponibilidade de assistência técnica especializada e peças de reposição no mercado.

Portanto, as recomendações projetuais para melhorar a confiabilidade da cadeira de rodas está associada à boa seleção dos materiais construtivos. Um design com menos peças, evitar o mecanismo de sanfonamento da estrutura se, de fato, não for uma necessidade, empregar materiais e elementos mecânicos normalizados, que sejam de fácil manutenção e higienização.

No levantamento realizado, os materiais construtivos mais encontrados para as estruturas das cadeiras de rodas de propulsão manual foram o aço carbono e o alumínio; porém, em alguns modelos exclusivos, foi empregado o bambu, por exemplo. O QUADRO 3.21 traz uma breve descrição de cada um desses materiais.

QUADRO 3.21 – Materiais Empregados na Estrutura de Cadeira de Rodas

MATERIAL	DESCRIÇÃO
Aço Carbono	O aço é considerado ser de aço carbono, quando não é especificado o conteúdo mínimo exigido para o cromo, cobalto, colômbio [nióbio], molibdênio, níquel, titânio, tungstênio, vanádio ou de zircônio, ou qualquer outro elemento de ser adicionadas para obter um efeito desejado liga e, quando a mínima especificada de cobre não deve exceder 0,40 %, ou quando o teor máximo fixado para qualquer dos seguintes elementos não exceda 1,65% manganês, 0,60% silício e 0,60% cobre.
Aço Cromo-molibdênio	O cromo e o molibdênio aumentam individualmente a temperabilidade de aços de baixa liga. Importantes efeitos sinérgicos, ainda não totalmente definidos; também podem ocorrer quando o cromo e o molibdênio são usados em substituição a elementos únicos. O cromo fornece resistência à corrosão, oxidação, altas temperaturas e à abrasão. O molibdênio ajuda a manter uma temperabilidade especificada e aumenta a resistência à tração e à deformação causadas por altas temperaturas. Essas classes são normalmente tratadas termicamente de acordo com propriedades específicas.
Alumínio	O alumínio é um metal leve, macio e resistente. Possui um aspecto cinza prateado e fosco, devido à fina camada de óxidos que se forma rapidamente quando exposto ao ar. O alumínio não é tóxico como metal, não-magnético, e não cria faíscas quando exposto a atrito. O alumínio puro possui tensão de cerca de 19 megapascals (MPa) e 400 MPa se inserido dentro de uma liga. Sua densidade é aproximadamente de um terço do aço ou cobre. É muito maleável, muito dútil, apto para a mecanização e fundição, além de ter uma excelente resistência à corrosão e durabilidade devido à camada protetora de óxido. É o segundo metal mais maleável, sendo o primeiro o ouro, e o sexto mais dútil. Por ser um bom condutor de calor, é muito utilizado em painéis de cozinha.
Titânio	O titânio é um material muito leve e resistente empregado na indústria aeronáutica: o seu peso é por volta da metade de um quadro de aço, e apresenta a melhor relação peso/resistência, porém, é muito caro, por isso é, geralmente, utilizado pela elite esportiva.
Fibra de carbono	A fibra de carbono é uma fibra sintética composta de finos filamentos com diâmetros de 5 a 10 µm composta principalmente de carbono. Cada filamento é a união de milhares de fibras de carbono produzida a partir de poliacrilonitrila. As propriedades mecânicas são semelhantes a do aço e a leveza com a madeira ou plástico. Por sua dureza tem maior resistência ao impacto do que o aço. A principal aplicação é a fabricação de compósitos na maioria dos casos, cerca de 75% - com polímeros termofixos. O polímero é geralmente resina epóxi do tipo termofixa, mas também pode ser associado com outros polímeros, tais como poliéster ou viniléster.
Bambu	O Bambu é da família Poaceae, da sub-família Bambusoideae e tem uma utilização comercial bem explorada devido a rigidez de seus caules lenhificados. Utilizado na construção civil e na manufatura de diversos produtos, inclusive na feitura de cadeiras de rodas. O bambu é um material anisotrópico e suas propriedades são: fibra homogênea, pesada, resistente e antibacteriana. Estudos apontam que a tração pode chegar a 195 MPa.

Fonte: PEQUINI (2000); BARELLI (2008); GHAVAMI, MARINHO (2011);

3.5.1 Transportar a Cadeira de Rodas.

Para transportar com conforto uma cadeira de rodas, por exemplo, em um porta malas de um carro, as principais características envolvidas são o tamanho e os materiais empregados na construção.

O baixo peso da cadeira de rodas é o fator essencial para que haja facilidade no transporte, durabilidade e baixo custo. O peso é determinado pelas quantidades de componentes e o tipo de material, como já citado no tópico anterior.

Outras maneiras de tornar mais fácil o transporte de uma cadeira de rodas são apresentadas pelo QUADRO 3.22, além das vantagens e desvantagens de cada uma dessas recomendações.

QUADRO 3.22 – Facilitar o Transporte da Cadeira de Rodas

RECOMENDAÇÕES	VANTAGENS	DESVANTAGENS
Reduzir o peso da cadeira de rodas	Mais conveniente para o usuário, familiares e cuidadores. Facilita a mobilidade e produtividade.	Redução da durabilidade do produto.
Estrutura com mecanismo de dobragem (Sanfonamento)	Menor volume para transporte e armazenamento. Facilita o carregamento e o transporte.	Torna a cadeira mais pesada se comparada com outra sem sistema de dobragem.
Componentes removíveis (Apoios de cabeça, braços, pernas e pés)	Reduz o peso e o volume. Torna a cadeira de rodas mais fácil de carregar, transportar e armazenar.	Partes removíveis podem se perder, danificar e quebrar com mais facilidade. O sistema para liberação rápida de eixos são mais caros em comparação aos eixos fixos e nem sempre são disponíveis. Engates rápidos normalmente têm vida útil menor e sofrem travamentos em condições de uso ásperas como areia, poeira e alta umidade. Engates rápidos se não bem fixados provocam riscos acidentários ao usuário, como o deslizamento da roda do eixo que pode chegar a sair da cadeira de rodas.
Outros Fatores		A cambagem aumenta a largura da cadeira de rodas quando dobrada. Quadros longos são mais estáveis, porém, mais difíceis de transportar. Em pneus com cravos há um maior impregnamento de barro/sujeira do que em pneus lisos e isso provoca sujeira em compartimentos de carros, táxis e ou ônibus.

Fonte: WHO (2008, p.54)

3.4.2 Manobrabilidade

Quando o assunto é manobrabilidade, o principal desafio do usuário de uma cadeira de rodas de propulsão manual é vencer um obstáculo; ou seja, esse usuário terá o desafio de manobrar a cadeira em torno de um obstáculo, ou vencendo um obstáculo, passando sobre ele.

A manobrabilidade em torno de um obstáculo é determinado pela capacidade do usuário em realizar manobras em um ambiente com espaços confinados, tais como um banheiro, uma porta estreita ou qualquer outro espaço com áreas reduzidas.

A largura de uma cadeira de rodas é a distância entre os pontos extremos de cada lateral. Essa distância é determinante para que haja facilidade na movimentação em passagens estreitas, ou seja, quanto menor for a largura do objeto, mais fácil será manuseá-lo diante desses obstáculos. Portanto, para aumentar a capacidade de movimentação, designers devem buscar o estreitamento desse produto.

Outro problema enfrentado pelos usuários é a autonomia na transferência da cadeira de rodas para um outro lugar. Essa dificuldade é gerada pela distância frontal ou lateral que a cadeira de rodas possui, devido a suas características morfológicas e construtivas.

O design da estrutura da cadeira de rodas e os apoios de pés e braços não possibilitam ao usuário chegar mais próximo do lugar para onde ele deseja transferir-se; e, também, esses elementos dificultam o acesso a superfícies e objetos. Portanto, para a cadeira de rodas ser mais eficiente e amigável, recomenda-se o ajuste da altura do assento e demais elementos.

O fator determinante para o usuário de cadeira de rodas se ajustar sob superfícies, como mesas, escrivaninhas ou bancadas de trabalho em geral, é determinada pela altura dos joelhos, na posição sentada. Alguns apoiadores de braços também dificultam a realização dessa tarefa, especialmente, por serem fixos.

A menor área de manobrabilidade de uma cadeira de rodas em espaços reduzidos é determinado pela medição máxima da diagonal.

QUADRO 3.23 - Aumentar a Manobrabilidade em Espaços Reduzidos

RECOMENDAÇÕES	VANTAGENS	DESVANTAGENS
Desenvolver uma cadeira de rodas que seja mais curta e estreita	Reduzir o peso	Perda da estabilidade
	Facilidade de manuseio e transporte	Há um limite dimensional que é definido pelo corpo do usuário e as rodas.
Mover a roda de propulsão para frente do usuário	Fácil acesso aos aros de propulsão e possibilita um curso de propulsão tanto para frente ou para trás mais longo.	Redução da estabilidade quando a cadeira de rodas está sendo empurrar por outra pessoa.
	Possibilita menos manobra em espaços confinados.	
	O peso do usuário sobre os rodízios facilita a mudança de direção.	
Se a cadeira de rodas possuir apoios para os pés removíveis	Maior capacidade de puxar a cadeira de rodas para cima próximo a superfícies e objetos.	Partes removíveis são mais fáceis de se perder ou quebrar.

Fonte: WHO (2008, p.49)

A manobrabilidade sobre obstáculos é determinada pela capacidade que o usuário de cadeira de rodas tem para vencer os obstáculos provocados por superfícies macias, que afundam a roda aumentando a área de contato ou por pisos com saliências; ambas as situações exigem um aumento da força de propulsão. Além de exigir um aumento dessa força, essas situações provocam uma instabilidade levando o usuário a riscos acidentários, devido às inclinações que a cadeira de rodas possa assumir.

Para trafegar com eficiência em superfícies macias e fofas como areia, grama, carpetes altos, a área de contato das rodas com o solo e o peso sobre as rodas são os fatores determinantes para o projeto.

Vale destacar que as garantias de aumento do desempenho funcional não está somente na substituição dos rodízios e/ou das rodas traseiras da cadeira de rodas por elementos mais macios, largos e com diâmetros maiores, mas também, depende do ângulo do assento, ângulo do mancal do rodízio e da altura do assento.

QUADRO 3.24 - Aumentar a Manobrabilidade sobre Superfícies Macias

RECOMENDAÇÕES	VANTAGENS	DESVANTAGENS
Aumentar a largura, o diâmetro e a maciez do rodízio para aumentar a área de contato e assim evitar que a roda afunde em superfícies macias	Uma roda com um ponto saliente na bandagem de rolamento pode favorecer a baixa resistência ao rolamento em superfícies duras e bom desempenho em superfícies macias. Menos peso nas rodas dianteiras irá reduzir a resistência ao rolamento, permitindo que a cadeira de rodas role mais facilmente.	O aumento da área de contato da roda com o chão pode tornar mais difícil o giro, especialmente em lugares apertados e na realização de curvas.
Aumentar a largura, o diâmetro e a maciez da rodas traseira para aumentar a área de contato e assim evitar que a roda afunde em superfícies macias	Rodas traseiras com diâmetros maiores podem facilitar o deslocamento em terrenos acidentados. Pneus de bicicleta de 28 polegadas são amplamente disponíveis, já pneus aro 26 são um pouco menos e os de 24 polegas são mais difíceis de encontrar.	Rodas traseiras maiores e macias podem tornar mais difícil o giro, especialmente em lugares apertados e na realização de curvas. Rodas traseiras com diâmetros grandes dificulta o transporte.
Trazer os rodízios para a frente com o objetivo de reduzir o peso sobre eles e torná-los menos susceptível a afundar em superfícies macias	O peso do usuário sobre as rodas traseiras ajudará na propulsão quando a superfície de contato for macia.	O aumento do comprimento da cadeira de rodas dificultará as manobras em pequenos espaços
Mover as rodas traseiras para a frente em relação ao usuário para reduzir o peso nos rodízios e torná-los menos susceptível a afundar em superfícies macias	Ao mover as rodas traseiras para a frente em relação ao usuário reduz o peso sobre os rodízios frontais e torna-os menos propenso a afundar em solo macio. O peso do usuário sobre a roda traseira ajudará na propulsão, especialmente em solo macio. n R educed tendência para transformar downhill em inclinação lateral, que requer menos energia do usuário corrigir para downhill torneamento. O usuário tem melhor acesso ao aro de propulsão, o que torna mais fácil propulsionar a cadeira de rodas, especialmente para as pessoas com restrições nos membros superiores. É mais fácil de manobrar a cadeira de rodas diante dos obstáculos e de manobrar em espaços confinados.	Reduz a estabilidade traseira
Utilizar rodas traseiras com cravos para aumentar a tração e o rolamento em superfícies instáveis		Pneus com cravos proporcionam uma flexão adicional e, portanto, uma maior resistência ao deslizamento. Lama vai encrostar mais em pneus com cravos dificultando a propulsão.

Fonte: WHO (2008, p.54)

Um bom exemplo de aplicação dessas recomendações está no design da cadeira de rodas inglesa *Hippocampe Beach Wheelchair* (FIGURA 3.64 e 3.65), uma cadeira projetada por deficientes para deficientes, com a proposta de atender às necessidades específicas desse público; porém, pode ser utilizada por qualquer pessoa, pois os conceitos projetuais mostram-se bem fundamentados do ponto de vista do design.

FIG. 3.64

FIG. 3.65

FIGURA 3.64 – Cadeira de rodas Hippocampe

FIGURA 3.65 – Cadeira de rodas Hippocampe <http://www.hippocampe.co.uk/>

O produto apresenta leveza, pesando 14 kg, rodas largas e robustez e, somado à morfologia do assento, que é baixo, o produto apresenta boa estabilidade e manobrabilidade sobre superfícies fofas. A barra para empurrar e as rodas traseiras são removíveis e são de fácil montagem, o que possibilita uma compactação e praticidade no transporte. O encosto é dobrável e de alta resistência à corrosão, qualidade garantida pela estrutura em alumínio.

A cadeira não possui dimensionais ajustáveis, o que restringe o produto para uma parcela da população (adultos). Há cinco acessórios disponíveis para essa cadeira de rodas: um esqui fixado na roda dianteira, para uso em superfície nevada; um apoio de braço que protege o usuário em trilhas; um cinto de segurança em “X”, de neoprene, em dois tamanhos (masculino e feminino); e um apoio para a cabeça.

Vale ressaltar que esses acessórios, além de garantirem uma boa estabilidade e manobrabilidade em diferentes superfícies, fazem do produto um exemplo de design inclusivo, possibilitando a integração social do usuário em diferentes atividades, conforme as premissas de Papanek (1973) e Whiteley (1997).

Quando os obstáculos são salientes, como calçadas levantadas, pedras, irregularidades do piso de chão batido, os fatores que influenciam na manobrabilidade da cadeira de rodas são o tamanho do rodízio, diâmetro e largura, a cota entre o rodízio e o centro de gravidade do usuário e a elasticidade desse rodízio.

A irregularidade do piso associado à velocidade pode provocar a vibração do rodízio e, conseqüentemente, instabilidade para manobrar a cadeira de rodas. Portanto, para melhorar a manobrabilidade sobre obstáculos salientes, são apontadas algumas recomendações com suas respectivas vantagens e desvantagens, no QUADRO 3.25, a seguir:

QUADRO 3.25 - Aumentar a Manobrabilidade sobre Obstáculos Salientes

RECOMENDAÇÕES	VANTAGENS	DESVANTAGENS
Aumentar a distância entre o rodízio e o centro de gravidade do usuário	Garante maior estabilidade e segurança. Facilita a realização de movimentos corporais fora do centro de gravidade.	Dificulta a realização de manobras e o transporte, pois aumenta o dimensional das longarinas da cadeira cadeira.
Aumentar o diâmetro do rodízio e da roda traseira	Facilita a transposição de obstáculos. Quando maior a roda propulsora mais leve será a propulsão, porém, o ideal é um diâmetro de 24 a 26 polegadas.	Se instalados em quadros não adequados pode elevar a altura da cadeira e provocar instabilidade.
Aumentar a elasticidade (maciez) do rodízio	Maior conforto no deslocamento especialmente em superfícies irregulares e rugosas.	Rodízios mais macios podem se tornar mais difícil de girar, especialmente em espaços apertados e curvas. Rodízios pneumáticos carecem de manutenção constante e a troca é mais complicada.

Fonte: WHO (2008, p.54)

Embora alguns usuários apresentem habilidades para mover o seu próprio corpo para vencer obstáculos salientes no piso, é importante destacar que essa atitude pode colocar em risco a segurança e a integridade física, pois se houver a perda do equilíbrio, certamente ocorrerá o tombamento da cadeira de rodas e possibilidades de lesão.

QUADRO 3.26 - Requisitos necessários para resistência, durabilidade e segurança

PEÇA	RECOMENDAÇÕES DE RESISTÊNCIA, DURABILIDADE E SEGURANÇA
Apoio para os pés	Apoio para os pés deve dobrar com uma quantidade razoável de força.
	Apoio para os pés não deve quebrar ou dobrar quando usado para levantar usuário e cadeira de rodas.
	Apoio para os pés não deve quebrar ou dobrar quando os passageiros adicionais ou pacotes são carregados.
	Apoio para os pés não deve quebrar ou dobrar quando bater um objeto, como uma parede ou calçada.
Freio	Freios devem parar de uma cadeira de rodas deslize quando em um declive.
	Freios não deve libertar subitamente enquanto está em uso.
Apoio para os braços	Apoio de braço deve ser removível com uma quantidade razoável de força.
	Apoio de braço não deve quebrar ou dobrar sob o peso do corpo do utilizador.
	Apoio de braço não deve quebrar ou dobrar quando usado para levantar usuário e cadeira de rodas.
	Alças de pressão não deve quebrar ou dobrar quando usado para levantar usuário e cadeira de rodas.
	Punho não deve escorregar de empurrar lidar quando o usuário está sendo assistida subir escadas ou freio.
Estrutura	O quadro não deve quebrar ou dobrar quando usado em terrenos irregulares.
Encosto e assento	Assento, encosto e quadro não deve quebrar ou dobrar durante transferrals ou enquanto andava em terreno irregular.
Roda traseira e eixo	Quadro, rodas e eixos não deve quebrar ou dobrar quando o usuário passa por um freio normal.
	Rodas, eixos ou roda de montagem de hardware não deve falhar quando o usuário cai freio no ângulo.
	Eixos ou roda de montagem de hardware não deve quebrar ou dobrar quando sob forças típicas.
Conjunto de rodízios	não deve falhar quando a roda de mamona atinge um objeto (por exemplo, um meio-fio).
Geral	Superfícies não devem ter arestas, pontos cortantes ou pontos de esmagamento.
	Cadeira de rodas não deve ser inflamável, ou seja, materiais facilmente inflamáveis não devem ser usados.
	Cadeiras de rodas devem estar equipados com dianteiro e traseiro adesivos que refletem ou sinais de aumento segurança rodoviária.
Miscelaneas	Alavancas de tombamento não deve quebrar quando o assistente utiliza alavancas para trás usuário ponta.
	RIM mão não deve quebrar ou dobrar quando se atinge um objeto.
	Cadeira de rodas não deve quebrar quando cai ou é descartada pelo manipulador de carga e descarga-lo de ônibus ou de carro.
Teste de Fadiga	Cadeira de rodas não deve quebrar em uso normal.

Fonte: WHO (2008, p.62)

3.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Diante dos problemas das cadeiras de rodas levantados no início deste capítulo e as respectivas diretrizes gerais para o desenvolvimento do projeto do produto, percebemos que a cadeira de rodas de propulsão manual trata de um equipamento de extrema complexidade, por ser um recurso de tecnologia assistiva utilizado, geralmente, por indivíduos em reabilitação do estado de saúde.

As recomendações de projeto foram apresentadas por partes, iniciando-se com o estudo do sistema de propulsão manual. Constatamos que, embora tenha diferentes dispositivos mecânicos para propulsionar a cadeira de rodas, os aros de propulsão ainda são os mais utilizados. Vale destacar que mudanças no design do aro de propulsão, como as desenvolvidas por Medola (2012), podem proporcionar uma melhor pega e preservar as estruturas osseomusculares.

Outros fatores, como o posicionamento da roda traseira, o alinhamento dos aros de propulsão na linha dos ombros, a largura do assento, a cambagem e alinhamento das rodas e o tipo de pneu podem trazer vantagens e desvantagens para a eficiência da propulsão. Portanto, o projetista de cadeira de rodas deve conhecer as reais necessidades do usuário e sua condição física.

Outro sistema estudado foi o de deslocamento que compreende, basicamente, nas rodas e rodízios da cadeira. A morfologia desse sistema e a instalação de acessórios antitombo é que irá garantir a estabilidade traseira, dianteira e lateral. Também, contribui para a eficiência no rolamento uma boa ajustagem dos elementos que compõem esse sistema.

Os pneus tubulares, geralmente utilizados em cadeira de rodas para competição, possui vantagens bem específicas para o desenvolvimento do design; por exemplo, com esse tipo de pneu o desenho do aro torna-se mais simples, pois, não precisa ser canaletada, o pneu é colado no próprio aro.

A cadeira de roda também ficará mais leve e proporcionará maior maieiz, conforto, segurança e dirigibilidade, além, de garantir um menor atrito no arraste. Portanto, se compararmos as vantagens oferecidas pelo pneu tubular, com as restrições que algumas deficiências e/ou patologias proporcionam, podemos minimizar essas limitações do indivíduo ampliando o seu desempenho a partir do design do produto.

Já a estabilidade postural depende do sistema de suporte para o corpo, ou seja, do assento, do encosto e dos demais suportes que apoiam a cabeça, os braços, as pernas e os pés. A inadequação da postura sentada acarreta uma série de problemas, especialmente, para as costas, podendo trazer o aparecimento de hérnia de disco.

Para garantir o conforto do usuário de cadeira de rodas, é preciso estabelecer ajustes para angulações adequadas, tanto para o encosto, quanto para o assento. O conceito de modularização do assento/encosto permite combinar diferentes ajustes de angulações e criar fixações distintas para ambos os elementos, possibilitando a substituição da peça que sofrer avarias.

A revisão também possibilitou conhecer diferentes tipos de assentos e encostos para cadeira de rodas. O assento de lona ou *sling* é o de uso mais comum e, também, o mais instável para a manutenção da postura e para a realização de tarefas; portanto, seu uso deve ser ponderado.

A maioria dos assentos de lona não possui dispositivo de ajuste para o tensionamento da lona; orienta-se para ser utilizado junto com almofadas apropriadas e dimensionadas para que o corpo do indivíduo não seja lesionado pelas ferragens e saliências da própria estrutura da cadeira.

Os suportes para a cabeça, braço, pernas e pés tem por objetivo a distribuição das forças e redução de sobrecarga de outras estruturas corporais, como a coluna vertebral. Os dispositivos de apoio devem ser removíveis e/ou escamoteáveis para facilitar a realização de Atividades da Vida Diária (AVDs) e evitar riscos acidentários, além de serem anatômicos e permitirem o ajuste antropométrico.

Por fim, estudamos o sistema estrutural e morfológico e as principais recomendações estiveram atrelados à seleção do material, para garantir maior leveza, estruturas removíveis e/ou dobráveis, para facilitar transporte, armazenagem e manobrabilidade, entre outros itens que, também, traz o aumento do desempenho funcional. Portanto, este capítulo corrobora de forma significativa para o desenvolvimento projetual de cadeira de rodas de propulsão manual.

4 USABILIDADE

4.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Neste capítulo, serão discutidos os termos usabilidade e facilidade de uso, cujas definições são distintas; porém, a usabilidade do produto é dependente da facilidade de uso dos dispositivos que compõem o sistema e, conseqüentemente, o desenvolvimento do design deve estar sistematizado e centrado nas necessidades do usuário, para que esses dispositivos apresentem facilidade de uso.

O Design Centrado no Usuário (DCU) trata de um método de projeto participativo, ou seja, o usuário do produto é questionado, analisado e integra todas as fases do desenvolvimento, para que os problemas da interface tecnológica sejam mensurados e resolvidos. Para medir esses problemas podem-se utilizar diferentes métodos e técnicas. Alguns desses procedimentos serão apresentados no decorrer deste capítulo.

Baseado nos conceitos do design centrado, as normas ABNT NBR ISO 9241-210:2011 e ISO 20282:2006(E) trazem uma sistemática para desenvolver e avaliar a usabilidade de produtos. Neste estudo, adotou-se esse método para analisar a usabilidade da cadeira de rodas de propulsão manual, com o objetivo de levantar novas recomendações para o projeto desse equipamento, visando a ampliar a mobilidade dos usuários em potencial.

Para mensurar a eficiência, eficácia e satisfação do usuário de cadeira de rodas, estudaram-se alguns tipos de escalas como a de Likert, de satisfação, e a *System Usability Scale* (SUS). A escala de Likert é uma forma de mensurar o comportamento dos indivíduos e apresenta diferentes graus de concordâncias que varia de um extremo negativo para outro positivo. Já as escalas de satisfação são instrumentos que utilizam ícones do tipo “*smiles scale*” (carinhas), que também podem apresentar diferentes níveis, sendo o mais comum o de cinco pontos.

Por fim, o capítulo aborda o protocolo SUS que engloba 10 questões, cujas respostas são apresentadas por uma escala de Likert, de cinco pontos. Para encontrar o índice SUS, há um procedimento padrão que considera diferentes coeficientes estatísticos para garantir a confiabilidade dos dados.

4.2 DESIGN CENTRADO NO USUÁRIO

4.2.1 Apresentação

O design centrado no usuário é o processo de design em que as necessidades, desejos e limitações do ser humano são levados em consideração, durante todas as fases de concepção e desenvolvimento de um projeto. Esse processo engloba técnicas, sistemáticas metodológicas e procedimentos para se projetar, visando à facilidade de uso e à usabilidade e, principalmente, a ideia de colocar o usuário no centro do processo.

Para o desenvolvimento de produtos adequados aos usuários, é preciso cumprir procedimentos desde a fase inicial do projeto. Embora esses procedimentos não sejam novos, ainda não estão totalmente consolidados, haja vista o decálogo, disponível pela ISO 20282, para análise da usabilidade dos produtos.

Se no desenvolvimento do produto o pensamento estiver direcionado para a facilidade de uso e usabilidade e for aplicado desde a fase inicial do projeto, as chances de melhorar a qualidade do produto e, conseqüentemente, o desempenho e a satisfação do usuário são maiores.

Para atingir essa qualidade, alguns princípios de projeto devem ser considerados, como o foco nos usuários e nas tarefas desde o princípio; ou seja, entender os usuários e suas tarefas, estudando suas características antropométricas, cognitivas, comportamentais, atitudes e a natureza da atividade que se quer realizar.

As medições empíricas a partir de simulações, testes de usabilidade e protótipos devem permitir a observação, registro e análise do comportamento do usuário e suas reações. Na presente pesquisa, foi realizado um amplo estudo dos modelos de cadeira de rodas de propulsão manual disponíveis no mercado, com o objetivo de selecionar um referencial tecnológico, para levantar novas recomendações de projeto, com foco no usuário, a partir do entendimento do nível de eficiência, eficácia e satisfação no uso do produto.

Essa abordagem de testar o referencial tecnológico a partir de protocolos pré-estabelecidos levantou problemas desconhecidos e que precisam ser incorporados ao projeto do produto para atender às necessidades dos usuários e, no caso deste produto, o plano de prevenção, manutenção e reabilitação da saúde do indivíduo.

Depois de aplicadas essas recomendações, novos testes de avaliação e verificação do atendimento às necessidades deverão novamente ser realizados. Esse processo são ciclos alternantes de design, teste, avaliação e redesign, em que o usuário é o foco do desenvolvimento.

4.2.2 O Papel do Usuário no Processo de Design

Os usuários devem ser envolvidos no projeto para que os problemas sejam, de fato, resolvidos, pois as percepções dos projetistas, diante das necessidades e preocupações dos usuários, são limitadas e diferentes das reais necessidades. Segundo Krippendorff (2000), o próprio projetista começa a perceber que sua atuação está relacionada à construção de práticas sociais, símbolos e preferências e é muito complexo predizer qual o efeito que determinada decisão no projeto terá no comportamento do usuário.

Para Dantas (2010), essa dificuldade é ainda mais ampla e deve-se a diversos fatores, como a especificidade do tema que exige uso de técnicas apropriadas para compreensão do ser humano, a tendência de redução do indivíduo a um elemento biométrico e o enfoque que se dá ao produto como sendo, simplesmente, um executor de tarefas.

Para o produto estar centrado nas necessidades do usuário, Norman (2006) e Dantas (2010) concordam que as questões relacionadas aos aspectos psicológicos, culturais e sociais são essenciais na fase de projeto, pois, os usuários criam vínculos emocionais com os produtos, para demonstrar a sua objetividade, suas memórias afetivas, crenças, valores e ideias.

Portanto, Meister e Enderwick (2002) apontam que o papel do usuário no processo de design abrange diferentes dimensões; como o de sujeito em testes de usabilidade, para elucidar o desempenho ou a característica do produto. Os usuários são indivíduos que possuem preferências e são conhecedores de assuntos específicos, devido às experiências e informação que vão adquirindo com o uso do produto.

4.2.3 Método para o Design Centrado no Usuário

O método é um conjunto de procedimentos lógicos, explícitos e sistemáticos, aplicado no desenvolvimento de produtos (ou serviços), para alcançar resultados teóricos ou efetivos, ditos verdadeiros, de acordo com algum critério estabelecido. Um dos resultados que se busca no desenvolvimento do design de um produto é o atendimento às necessidades do ser humano.

Segundo Dantas (2010), os princípios do Design Centrado no Usuário (DCU) advêm de duas áreas distintas, a metodologia de projeto e a psicologia. A autora investigou diferentes métodos de projeto e conceitos da psicologia, contribuindo para um direcionamento mais preciso na compreensão do sujeito. É válido consultar o quadro resumo desse estudo (ANEXO A, p.597-598).

Norman (2006, p.222) diz que o design centrado no usuário é uma filosofia baseada nas necessidades e nos interesses do indivíduo, com o comprometimento de fazer produtos compreensíveis e de fácil utilização. Conforme aponta Jordan (2000), essas necessidades estão relacionadas com os fatores humanos aplicados na sistemática metodológica do design de produtos.

A norma ABNT NBR ISO 9241-210:2011²⁶ é um exemplo desse comprometimento e apresenta critérios para o design com foco ergonômico. O QUADRO 4.1 descreve quatro princípios e atividades para o projeto.

QUADRO 4.1 – Critérios para o Projeto Centrado no Usuário

PRINCÍPIOS	1. Participação ativa dos usuários ou daqueles que respondem por eles, como, enfermeiros, cuidadores.	2. Adequação da função (verificar se a habilidade humana está sendo usada corretamente).	3. Alteração de soluções de projeto (dar tempo de maturação para o planejamento do projeto).	4. Design multidisciplinar (ter maior cuidado com equipes grandes de projeto).
ATIVIDADES	1. Compreender e especificar o contexto de uso (torná-lo explícito, cuidado para não assumir que é óbvio).	2. Especificar os requisitos sociais e culturais dos usuários (notar os diferentes pontos de vista e a individualidade).	3. Produzir soluções de design (incentivar a criatividade).	4. Avaliar projetos em relação aos requisitos (envolve testes reais com os usuários e não apenas convencer por demonstrações).

Fonte: ABNT NBR ISO 9241-210:2011.

²⁶ ABNT NBR ISO 9241-210:2011 intitulada “Ergonomia da interação humano-sistema: Parte 210: Projeto centrado no ser humano para sistemas interativos” é a versão em português da ISO 9241-210:2010 que substituiu a ISO 13407:1999 intitulada “*Human-centred design processes for interactive systems*”.

Com base nesses fundamentos, a norma traz uma sistemática para orientar o Design Centrado no Usuário, organizado em cinco etapas, que consistem em: (1) Planejar o processo centrado no usuário, (2) Especificar o contexto de análise de uso, (3) Especificar o usuário e os requisitos organizacionais, (4) Criar soluções de design e (5) Avaliação do projeto em relação aos requisitos (5) (FIGURA 4.1).

FIGURA 4.1 – Sistemática metodológica para o design centrado no usuário.

4.2.3.1 Planejar o Processo do Design Centrado no Ser Humano

A primeira etapa consiste em planejar o processo de desenvolvimento do design centrado no ser humano. Neste início, é importante estabelecer o comprometimento de todos os envolvidos, especialmente da equipe de projeto e da participação do usuário. O papel do usuário é fornecer à equipe de projeto requisitos necessários, estar disponível para os testes, dando respaldo durante todo o desenvolvimento.

O produto dessa primeira etapa trata de um roteiro especificando as fases que serão realizadas e seus respectivos tempos de duração, quais serão os critérios de sucesso e métodos adotados para atingir a meta em cada fase e a verificação se os critérios foram alcançados. Esse roteiro estruturado em tópicos, poderá constantemente ser revisados, ampliados, mantidos e/ou atualizados durante o processo de desenvolvimento do design.

4.2.3.2 Especificar o Contexto de Análise de Uso

Compreender as características dos usuários, as tarefas e o ambiente são essenciais para estabelecer a qualidade de uso do produto. Esse entendimento irá guiar as decisões iniciais de projeto e irá fornecer um suporte para especificar o contexto de avaliação da usabilidade.

As avaliações em laboratórios, com indivíduos familiarizados com o produto, podem produzir resultados de aceitação; porém, em campo, esses resultados podem não ser tão satisfatórios, por consequência de outras variáveis que podem influenciar no desempenho da facilidade de uso e, consequentemente, da usabilidade.

No caso das cadeira de rodas de propulsão manual, o contexto de uso pode ser compreendido com mais clareza, por ser um produto já existente. Além, dos inúmeros estudos científicos, que apontam a insatisfação dos usuários, relatórios elaborados pela assistência técnica também podem ser utilizados como base para modificações, correções e redesign do produto.

Segundo ABNT NBR ISO 9241-210:2011, a tarefa é mais complexa para produtos novos. Será necessário coletar informações sobre o seu contexto de uso por meio de entrevistas e reuniões com as partes interessadas do projeto. Essa atividade deve ser identificada conforme QUADRO 4.2, a seguir:

QUADRO 4.2 – Diretrizes do Contexto de Uso.

1. Usuários	2. Tarefas	3. Divisão da Tarefa	4. Objetivos Gerais	5. Descrição da Interface	6. Ambiente	7. Requisitos de Projeto
Conhecer as características físicas, psicológicas, sociais e culturais dos usuários.	Conhecer as tarefas que são realizadas pelos usuários com o produto.	Fazer a divisão da tarefa global em subtarefas para facilitar o levantamento de dados.	Conhecer os objetivos para cada categoria de usuário e os aspectos das tarefas em situações típicas, como frequência e duração.	Descrever a tarefa de forma integrada, ou seja, o indivíduo e o recurso tecnológico, como um todo.	Conhecer o ambiente em que os usuários geralmente irão utilizar o produto.	Estabelecer requisitos ideais básicos para o produto e como serão feitos os testes de uso, diante dos aspectos do ambiente físico e social.

Fonte: Adaptado da ABNT NBR ISO 9241-210:2011.

Para coletar as informações sobre o contexto de uso, geralmente, é utilizada a técnica *Brainstorming*²⁷, que envolve uma equipe multidisciplinar, como, gerentes de projeto e produção, designer, especialista em marketing e ergonomia e os potenciais usuários do produto, os quais podem contribuir para um detalhamento sistemático da descrição da tarefa. Essa dinâmica pode contribuir com o design mapeando o contexto de uso, ou seja, as características dos usuários, das tarefas e do ambiente.

4.2.3.3 Especificar o Usuário e os Requisitos Básicos de Projeto

Na concepção do design de produto, a principal tarefa é especificar os requisitos básicos funcionais do produto. O design centrado no usuário tem como diretriz o usuário e os requisitos básicos de projeto, direcionado para o contexto de uso. O QUADRO 4.3 a seguir, apresenta cinco encaminhamentos básicos para projeto com sustentação no usuário.

QUADRO 4.3 – Requisitos Básicos para Projeto.

1. Qualidade da Interface	2. Ergonomia	3. Facilidade de Uso	4. Usabilidade	5. Custo e Benefício
Qualidade é um conceito subjetivo que está relacionado diretamente às percepções de cada indivíduo. A cultura, os modelos mentais, o produto, as expectativas e necessidades influenciam nesta definição.	O produto deve atender ao maior número de indivíduos e às diferentes categorias com conforto, segurança, integridade à saúde dos usuários e, especialmente, à motivação.	Requisito relacionado com a simplicidade de uso do produto no dia a dia, considerando o sucesso (eficácia) e o tempo de execução (eficiência).	Requisito que está relacionado com o pleno uso do produto (uso de todos os recursos disponíveis) considerando as diferentes categorias de usuários.	O desenvolvimento de um novo produto requer atenção à relação de custo e benefício.

Fonte: Adaptado da ABNT NBR ISO 9241-210:2011.

²⁷ *Brainstorming* ou “Tempestade de Ideias” é uma técnica, criada pelo publicitário Alex Osborn (1953), utilizada para explorar a criatividade de indivíduos que se reúnem em grupos para gerar ideias inovadoras a partir do pensamento, para chegar a um denominador comum no desenvolvimento de um projeto (BAXTER, 1998, p.66-67).

No processo de design, esses requisitos básicos devem ser explorados de forma que possam ser realizados diferentes testes que verifiquem o desempenho com cada categoria de usuários. Por exemplo, no caso das cadeiras de rodas de propulsão manual, as diferentes deficiências, enfermidades e incapacidades dos sujeitos devem ser levadas em consideração e testadas distintamente.

As medições para verificar se o design está centrado no usuário pode ser a eficiência, eficácia e a satisfação do usuário. Mais adiante será apresentada a norma ISO 20282:2006(E) que aborda esses termos do desempenho da usabilidade com mais consistência.

A princípio, a eficiência determina o nível mínimo de desempenho, enquanto que a eficácia está relacionada com a taxa de sucesso e fracasso do desempenho da tarefa; e a satisfação é uma medida subjetiva, apontada pelo usuário. O sucesso da abordagem centrada no usuário depende da especificação dos requisitos básicos e da forma como eles serão aplicados no desenvolvimento do projeto.

4.2.3.4 Gerando Soluções de Design

Diante do estado da arte, da experiência e conhecimentos dos usuários, o próximo passo é gerar soluções para o produto. Esse processo envolve o uso de normas e diretrizes projetuais de equipamentos similares.

Nesta etapa são desenvolvidos mock-ups e/ou protótipos físicos ou virtuais e juntamente com os usuários, são realizadas simulações e análise observacional do uso. As informações obtidas são aplicadas na melhoria do design do produto. Esse processo será realizado até todos os objetivos serem atendidos, inclusive, a usabilidade.

Os softwares de modelagem e simulações virtuais permitem fazer diferentes estudos, bastante realísticos, logo no início do projeto, como a redução do peso, aplicando diferentes materiais e mudando as formas, avaliação de custos, melhorar a durabilidade e a capacidade de fabricação, comparar alternativas do projeto para atender, com precisão, aos requisitos e, conseqüentemente, às necessidades do usuário.

Outra alternativa de avaliar um protótipo seria por meio de uma abordagem qualitativa, ou seja, o avaliador discute os problemas com o usuário, ou com um

profissional especialista, à medida que eles ocorrem. Para obter o máximo de benefícios, essa técnica deve ser realizada com poucos usuários.

O objetivo desta etapa é verificar com os protótipos o grau de confiabilidade diante dos usuários. Se esse processo for bem realizado, proporcionará mais tranquilidade na próxima etapa que visa a avaliar o produto diante dos requisitos pré determinados e que estão atrelados às necessidades reais dos sujeitos.

No caso das cadeiras de rodas de propulsão manual, essa necessidade não fica só no desejo dos indivíduos de se locomoverem, ou de possuírem um objeto diferenciado para a sua mobilidade; mas, entrelaça algo mais rigoroso que é a especificidade terapêutica da prevenção, manutenção e reabilitação da saúde. Portanto, essa etapa do projeto centrado no usuário, especialmente para recursos de tecnologia assistiva, deve ser cuidadosamente elaborado para que nenhum erro de projeto chegue ao usuário final.

4.2.3.5 Avaliação do Projeto em Relação aos Requisitos

Segundo a norma ABNT NBR ISO 9241-210:2011 a avaliação é essencial no design centrado no usuário, a qual pode ser realizada de duas maneiras: formativa e sumativa.

A avaliação formativa fornece informações que podem ser aplicadas na melhoria do design do produto, enquanto que a sumativa verifica se os objetivos relacionados às necessidades dos usuários e os requisitos básicos de projeto foram alcançados. Trata-se de uma visão de conjunto, um balanço do que foi desenvolvido, e que determinará uma nova tomada de decisão.

Vale ressaltar que, independente da forma de avaliação, os resultados obtidos estão relacionados com o contexto em que o produto está sendo testado. Se os testes forem de laboratório, os resultados tendem a ser altamente enganosos, se comparados com os testes de campo.

O processo de desenvolvimento do design centrado no usuário é de caráter participativo, ou seja, são realizadas constantes avaliações durante o desenvolvimento a partir de *check lists*. Geralmente, esses *check lists* são constituídos por itens que apontam possíveis problemas de usabilidade.

Os benefícios de projeto participativo, especialmente se aplicado nas fases iniciais do desenvolvimento, se alterações forem sugeridas serão relativamente de baixo custo. Portanto, é evidente que quanto mais avançado estiver o projeto mais dispendioso será realizar alterações; e se as avaliações com o usuário forem realizadas somente no final, ou os resultados preliminares forem ignorados, as chances de sucesso do produto atender às necessidades serão menores.

A forma de avaliação depende do grau de formalidade, rigor e quantidade de envolvimento dos projetistas e usuários. Normalmente, as restrições financeiras, de tempo, o estágio do ciclo de vida e a natureza do produto em desenvolvimento e , também, a maturidade da organização com o design centrado no usuário são fatores que determinam a escolha.

Por fim, é importante destacar que, para atingir uma usabilidade eficaz, esse processo de integrar o usuário ao desenvolvimento deve ser feito desde o início do projeto e de forma contínua, inclusive durante as fases de vida do produto, pois, é deste modo que é possível entender de forma plena todo o processo de desenvolvimento do produto.

4.3 A NORMA ISO 20282

4.3.1 Apresentação

A norma ISO 20282:2006(E) intitulada “*Ease of operation of everyday products*” é outra referência para desenvolver e avaliar a usabilidade dos produtos. Essa norma já foi composta por quatro partes; porém, hoje somente a primeira e segunda parte estão em vigor, conforme mostra o QUADRO 4.4 a seguir.

QUADRO 4.4 – Norma ISO 20282

ESTRUTURA	TÍTULO	RESUMO
ISO 20282-1:2006(E) Revisada: 9 ago. 2010	Ease of operation of everyday products - Part 1: Design requirements for context of use and user characteristics	Fornecer requisitos e recomendações para o desenvolvimento de produtos do cotidiano e que sejam fáceis de operar. A facilidade de operação aborda o conceito do projeto centrado no usuário, levando em consideração as características do usuário e o contexto de uso.
ISO/TS 20282-2:2013 Publicada em: 29 jul. 2013	Usability of consumer products and products for public use -- Part 2: Summative test method	Método para a medição da usabilidade e/ou acessibilidade de produtos de consumo e produtos para uso público. Este método trata a acessibilidade como um caso especial de utilidade, quando os usuários representam os extremos da gama de características e capacidades dentro da população geral.
ISO/DTS 20282-3	Usability of consumer products and products for public use -- Part 3: Test method for consumer products	Cancelada em: 9 abr. 2013
ISO/PAS 20282-4:2007	Ease of operation of everyday products - Part 4: Test method for the installation of consumer products	Cancelada: 29 jul. 2013 Foi substituída pela ISO/TS 20282-2:2013.

Fonte: ISO. Disponível em: <<http://www.iso.org>> Acessado em: 26 set. 2013.

Neste contexto, a usabilidade se torna um fator fundamental a ser entendido e considerado pelos projetistas, designers e engenheiros, especialmente, no desenvolvimento de cadeiras de rodas de propulsão manual, pois, são muitas as variáveis projetuais que envolvem o desenvolvimento desse equipamento.

Os avanços tecnológicos, os diferentes modelos disponíveis e a complexidade dos produtos de uso diário levam os usuários a terem a necessidade de compreender como operá-los, para que possam obter o benefício da sua funcionalidade.

O principal objetivo a ser atingido nos produtos de uso diário é possibilitar sua plena utilização, o que significa considerar pessoas com uma ampla gama de características, como idade, peso, altura, capacidade física e motora, nível educacional, entre outras.

A norma ISO 20282:2006(E) é uma referência para o desenvolvimento de equipamentos com foco na usabilidade, pois, traz requisitos essenciais para o design de produtos atrelado ao contexto de uso e às características dos usuários. Essa norma também aborda métodos para o teste de produtos “*walk-up-and-use*”, ou seja, produtos que possam ser utilizados imediatamente de forma efetiva e sem nenhum tipo de treinamento prévio, ou consulta a manuais de instruções, como deve ser o uso das cadeiras de rodas de propulsão manual.

Para a aplicação desta respectiva norma, é necessário entender, primeiramente, a diferença entre os termos “facilidade de operação” (*Ease of operation*) e “usabilidade” (*Usability*). A “facilidade de operação” corresponde o quão simples é para o usuário utilizar os produtos do cotidiano, considerando o sucesso de seu uso (eficácia de sua utilização) e o tempo de sua execução (eficiência de sua utilização).

Já a “usabilidade” significa o pleno uso proposto pelo produto, por parte do usuário, como ocorre, por exemplo, na utilização do caixa eletrônico de um banco, ou em máquinas de venda de produtos como: livros, bilhetes de metrô, refrigerantes, etc. Já na cadeira de rodas de propulsão manual, uma das relações para o alto desempenho da usabilidade está relacionada com o saber manusear o sistema de transmissão, os ajustes antropométricos do equipamento, ajustes mecânicos, para garantir a estabilidade e o centro de gravidade.

O termo “usabilidade” trata de um parâmetro de medida segundo a ISO 20282:2006(E), ou seja, a avaliação da utilização de um produto por usuários específicos, ao atingir metas reais de eficácia, eficiência e satisfação em um determinado contexto de uso.

No QUADRO 4.5, pode-se verificar a abrangência que existe entre os conceitos de “facilidade de uso” e “usabilidade” definidos pela ISO 9241-11:1998 *Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) – Part 11: Guidance on usability*, o qual caracteriza uma situação específica para a avaliação dos parâmetros de medidas.

QUADRO 4.5 – Abrangência entre Facilidade de Uso e Usabilidade

MEDIDAS	FACILIDADE DE USO (De acordo com a ISO 20282-1)	USABILIDADE (De acordo com a ISO 9241-11)
Usuário	Público em geral.	Apropriado para a situação.
Uso	Primeira vez	Apropriado para a situação
Ambiente	Pessoal ou público	Apropriado para a situação
Produto	Interface de produtos do cotidiano	Qualquer hardware, software e materiais.
Medida de eficácia	Taxa de sucesso	Apropriado para a situação
Eficiência	Tempo da tarefa	Apropriado para a situação
Satisfação	Escala de satisfação	Apropriado para a situação
Objetivo	Objetivos principais	Apropriado para a situação

Fonte: ISO 20282-2 (Anexo B da norma, p.15).

4.3.2 Facilidade de Operação de Produtos de Uso Diário

4.3.2.1 Escopo

No desenvolvimento do design de produtos de uso diário a “facilidade de uso” deve ser entendida como uma premissa projetual; assim, é possível atingir um maior número de sujeitos. Um produto com boa usabilidade, conseqüentemente, é o resultado dessa facilidade de uso avaliado em situações específicas.

Iida (2005), Dul (2005), Norman (2006; 2010), Jordan (1998), Kroemer e Grandjean (2005), Abrahão *et al.* (2009) mostram consenso sobre o termo usabilidade, referindo-se à facilidade de uso de produtos, seja ele de caráter doméstico ou industrial. Essa facilidade de uso fica mais evidente quando o projeto se apoia nos conceitos do design centralizado no usuário.

Esse foco no usuário consiste em identificar e refinar, continuamente, o conhecimento sobre o contexto de uso e as características dos usuários que diretamente influenciam na usabilidade. Para Cybiers, Betiol e Faust (2007) é necessário construir versões intermediárias da interface e submetê-las, exaustivamente, a simulações e, a cada avanço alcançado pelos testes, evoluir concomitantemente os protótipos para ter cenários mais fidedignos.

Tanto os conceitos de projeto centralizado no usuário, quanto as recomendações da norma ISO 20282:2006(E) objetivam alcançar uma melhor qualidade para as interfaces, garantindo que objetos e/ou equipamentos sejam mais eficientes e atendam às necessidades básicas dos usuários na realização de suas tarefas.

A norma ISO 20282-1:2006(E) fornece recomendações e exigências de fácil utilização durante o projeto e desenvolvimento de produtos para o uso diário. Essas recomendações englobam, principalmente, as definições de facilidade de operação, explicações sobre quais os aspectos do contexto de uso são relevantes e a descrição das características da população a quem se destina, propriamente, o uso do produto.

A utilização da norma ISO 20282-1:2006(E) é aplicável tanto no desenvolvimento de produtos mecânicos, quanto elétricos, os quais devem possibilitar ao usuário operar diretamente, ou remotamente, as funções da interface de utilização. Esses produtos devem estar enquadrados em uma das categorias apresentadas pelo QUADRO 4.6, a seguir.

QUADRO 4.6 – Aplicação da ISO 20282-1:2006(E)

CATEGORIAS	DESCRIÇÃO	EXEMPLOS
Produtos para consumo público	Podem ser utilizados individualmente ou alugados, por empresas públicas ou privadas.	Marcador de ponto, telefone público, e máquinas em geral.
Produtos para consumo pessoal e não profissional (produtos do tipo “walk-up-and-use”)	Para utilização da população em geral.	Máquina de vender bilhetes de metrô, cadeira de rodas de propulsão manual, etc.
Produtos para o ambiente de trabalho	Para utilização de uma população específica.	Máquina de fazer café em escritório, fotocopiadoras, etc.
Produtos que incluam softwares	O software é responsável pelo principal suporte para utilização do produto.	CD <i>player</i> , impressoras, scanners, computadores, etc.

Fonte: Adaptado da ISO 20282-1:2006(E).

As cadeiras de rodas de propulsão manual utilizadas para realização das Atividades da Vida Diária (AVDs) é um recurso de tecnologia assistiva e se enquadra na categoria de produtos para o consumo pessoal, ou seja, quando o produto é prescrito pelo clínico, o usuário deve ser capaz de utilizá-lo com segurança, com o mínimo de orientação passado por esse profissional.

Vale ressaltar que esta norma contempla os produtos de fácil operação, com a preocupação de garantir que os usuários em geral sejam capazes de utilizar, eficientemente, os produtos. Esta norma não se aplica para o desenvolvimento de ferramentas, instrumentos profissionais, ou que necessitam de treinamento específico.

Por exemplo, no âmbito das cadeiras de rodas, aquelas direcionadas para indivíduos com Paralisia Cerebral (PC), ou para a prática de esportes, sugere um conhecimento próprio de utilização, para que se tenha um alto desempenho. Portanto, para ser utilizada esta norma, a mesma deverá ser adaptada.

4.3.2.2 Facilidade de Uso

A facilidade do uso é definida como sendo “o resultado bem sucedido da utilização de um produto de uso diário, cuja consequência leva a uma interface de usabilidade eficiente e eficaz para essa categoria de produto, especialmente quando a ação foi realizada pelo usuário ao qual o produto foi projetado”.

A facilidade de uso tem o seu foco principal na interface do usuário; ou seja, nos diversos elementos do produto que serão utilizados pelo usuário para controlar e receber informações. Por exemplo, nos automóveis os freios quando acionados devem realizar a travagem das rodas e o velocímetro a indicação da velocidade.

No caso das cadeiras de rodas de propulsão manual, os elementos de interface são os aros de propulsão que são responsáveis pela transmissão de força para gerar o deslocamento, os ajustes do assento e encosto que permitem qualidade da postura sentada, as regulagens dos apoios para os braços, pernas e pés para garantir o conforto, a estrutura que é responsável pela estabilidade e os freios que devem proporcionar segurança.

Para atingir a facilidade de operação, o fator crucial é a eficácia da utilização do produto no cotidiano, pois esta deve ser rápida e com baixo nível de complexidade. Ao considerar este fator, serão aumentadas a eficiência e a satisfação do usuário na utilização do produto. Observa-se, ainda, ser importante que essa utilização obtenha sucesso em seu primeiro uso, para que este se torne um produto de uso diário.

A fim de desenvolver um produto de uso diário, que seja facilmente utilizado por uma grande porcentagem de pessoas, o contexto da utilização do produto e as características do usuário devem ser analisados.

De acordo com a norma, a decisão das características que devem ser levadas em consideração, deverá ser definida por um profissional especialista em usabilidade, sendo necessário definir precisamente a estrutura das tarefas, de acordo com uma sistemática de análise. No tópico 4.3.2.5 mais adiante, serão apresentadas as sistemáticas para a análise da usabilidade.

4.3.2.3 Contexto de Uso

O contexto de uso está relacionado com a localização, temperatura, iluminação, barulho, restrição de tempo, estresse, equipamentos adicionais, utilização do produto de forma individual, em grupo, ou pública.

No contexto de uso, devem ser priorizados: a finalidade do produto, sua interação com outros equipamentos, os fatores físicos e sociais do ambiente.

A maioria dos produtos de uso diário tem uma única finalidade que, normalmente, é facilmente identificada; porém, durante o uso outras finalidades ou ações podem ser observadas. Nesta parte, a norma salienta que nos produtos de uso diário é necessário levar em consideração qualquer outro equipamento que possa influenciar no seu uso.

A determinação do tipo de local em que o produto será utilizado será influenciada pelas características do ambiente, espaço, temperatura, iluminação, barulho, trânsito, movimento, ou por aglomerações. Essas características devem ser levadas em consideração, permitindo que o equipamento de uso diário possa operar em qualquer tipo de condição.

Além disso, é importante considerar se o produto será utilizado por um ou mais indivíduos, simultaneamente. Caso o equipamento necessite de privacidade para o uso, deve ser projetado de modo a impedir que terceiros vejam e ouçam as informações, ou as interações do usuário com o equipamento.

As cadeiras de rodas convencionais possuem dispositivo para a propulsão manual e a categoria do produto do presente estudo é ideal para as Atividades da Vida Diária (AVDs). Podem possuir estruturas dobráveis ou fixas, de aço ou alumínio e, geralmente, a roda propulsora localiza-se na parte traseira.

Essas cadeiras de rodas são utilizadas, principalmente, para o deslocamento em ambiente doméstico; porém, muitos usuários permanecem na cadeira por mais de dez horas, fazendo todas as suas tarefas diárias com esse equipamento e, também, suas atividades de lazer em ambiente externo.

4.3.2.4 Características dos Usuários

A idade, a antropometria, o conhecimento prévio de equipamentos similares, a língua utilizada no display (se houver), as habilidades visuais, auditivas e os limites biomecânicos são características que influenciam no design do produto.

Portanto, nesta parte da norma ISO 20282-1:2006(E), são discutidas as características do indivíduo, que podem ser consideradas no projeto do produto. O QUADRO 4.7, a seguir, traz essas características e seus respectivos desdobramentos.

QUADRO 4.7 – Características dos Usuários

CARACTERÍSTICAS	DESDOBRAMENTOS
1. Gerais	Especificações sobre a população de usuários pretendidos Diferenças entre as características dos usuários
2. Psicológicas e sociais	Habilidades cognitivas Conhecimentos e experiências Diferenças culturais Grau de instrução e se são alfabetizados ou não Linguagem
3. Físicas e sensoriais	Tamanho do corpo Habilidades biomecânicas Habilidades visuais Habilidades auditivas Destreza manual
4. Demográficas	Idade Gênero

Fonte: ISO 20282-1:2006(E).

Neste contexto, o grupo de usuários a ser considerado nos produtos de uso diário deve ser o “público em geral”, ou seja, aquele que abrange o maior número de características possível, incluindo idade, país de origem e usuários com habilidades limitadas. É importante especificar e explicitar estas características para garantir que o produto, de fato, sirva a essa população.

Fatores como as variações no tempo de reação e memória que, normalmente são influenciados pelo aumento da idade, devem ser priorizados. Entretanto, para que o equipamento tenha uma fácil operação, é necessário que o seu modo de operação seja facilmente entendido, a sequência dos eventos e até mesmo a

previsão de erros a serem cometidos pelos usuários.

De acordo com a norma, podem ser consideradas as experiências prévias dos usuários, como o uso de equipamentos anteriores ou similares, com o cuidado de considerar as possíveis confusões decorrentes das diferenças culturais.

Alguns erros e problemas devem ser prevenidos, como por exemplo, erros decorrentes de dificuldades de compreensão da instrução pelos usuários. Muitas vezes esses problemas podem ser facilmente resolvidos, por exemplo, colocando um ícone na alavanca do freio da cadeira de rodas, indicando o lado do travamento. O tamanho e formato dessas alavancas devem facilitar a utilização em qualquer condição, como no caso de deficiências físicas, ou mesmo se o usuário estiver com luvas.

Assim, é necessário estender as possibilidades de características dos possíveis usuários, incluindo as diferenças estéticas, culturais e de linguagem, para que o produto elaborado possa ser facilmente utilizado pelo maior número possível de usuários, em qualquer lugar do mundo.

De qualquer maneira, a grande preocupação da usabilidade dos produtos é garantir que estes sejam utilizados de forma efetiva e eficaz e, para isso, é necessária a compatibilidade do equipamento ao uso pretendido. Testes de avaliação da facilidade de uso pode apontar o que é oferecido pelo produto e o que é necessário para o seu uso.

É importante elaborar um projeto centrado na forma de utilização pelo usuário, pois, as características do usuário interferem na facilidade de operação. No caso das cadeiras de rodas manuais, os padrões fundamentais do movimento motor da propulsão são variáveis que devem ser levadas em consideração, pois, quanto mais próximo o design do produto estiver dessas características, melhor será o desempenho da interface.

A norma ISO 20282-1:2006(E) propõe a realização de estudos prévios para mensurar as características relevantes a serem consideradas no projeto, tanto no contexto do uso, como nas características do usuário. Esses estudos devem ser compartilhados com a equipe de projeto, para que todos os requisitos, de fato, sejam considerados no desenvolvimento do design do produto.

4.3.2.5 Sistemática de Análise do Contexto de Uso e das Características dos Usuários

Diante do exposto pelos tópicos anteriores, é preciso seguir uma sistemática metodológica para analisar os aspectos relevantes do contexto de uso e das características dos usuários, para que o desenvolvimento do produto, de fato, esteja com o foco na facilidade de uso.

A norma ISO 20282-1:2006(E) estabelece uma sistemática com cinco etapas que abrange: (1) Identificar o objetivo principal do produto, (2) Identificar as características dos usuários e avaliação da relevância, (3) Estabelecer os efeitos de cada uma dessas características, (4) Assegurar que o design do produto priorize as faixas de características relevantes e, por fim, (5) Fazer a revisão e verificar se há ou não conformidades, como mostrado pelo fluxograma do (APÊNDICE A, p.475).

O QUADRO 4.8, a seguir, apresenta uma breve descrição de cada uma dessas etapas.

QUADRO 4.8 – Etapas da Sistemática de Análise da Usabilidade.

ETAPAS	DESCRIÇÃO
1) Identificar a finalidade principal do produto	Geralmente, há apenas um único objetivo principal, que seja mais frequente e/ou mais importante; certamente, deverá estar relacionado com as atividades que necessitam ser executadas com esse produto. Por exemplo, o objetivo principal de uma cadeira de rodas é a mobilidade.
2) Identificar as características relevantes que influenciam a facilidade de uso como o contexto de uso e as características dos usuários	Conhecer quais características dos usuários poderia influenciar na facilidade e o contexto de uso do produto, avaliar a relevância de cada uma delas. No caso das cadeiras de rodas as limitações provocadas pelas deficiências é um fator preponderante para esta análise.
3) Estabelecer os efeitos de cada uma dessas características localizadas	Conhecer a margem mínima e máxima de cada uma dessas características localizadas com o objetivo de estabelecer faixas seguras de estudos. Por exemplo, a idade ou o tipo de deficiência podem ser estudados com mais confiabilidade com grupos de usuários devidamente selecionados.
4) Assegurar que o design do produto priorize as faixas de características relevantes	No desenvolvimento do produto, devem ser levadas em consideração as recomendações estabelecidas pelos respectivos grupos selecionados e pelo contexto de uso. Se houver incertezas diante das recomendações apresentadas, devem ser feitas outras avaliações com mais profundidade.
5) Fazer a revisão e verificar se há ou não conformidades	Tanto os grupos de usuários quanto as características do ambiente devem ser revisados para assegurar a confiabilidade das recomendações de projeto; constatada a confiabilidade, esses dados devem ser documentados.

4.3.3 Teste para Avaliação da Usabilidade

4.3.3.1 Escopo

A segunda parte da norma ISO 20282:2006(E), denominada “*Test method for walk-up-and-use products*”, traz procedimentos metodológicos para medir a facilidade de operação de equipamentos. Esses procedimentos foram adaptados para a presente abordagem que visa à análise da usabilidade do referencial tecnológico da cadeira de rodas selecionada.

O procedimento sugerido estimula uma análise que consiste em encontrar e/ou verificar parâmetros de eficácia e eficiência da operação e avaliar a satisfação do usuário em potencial. Portanto, a norma ISO 20282-2:2006(E) é destinada a engenheiros, designers de produto, ergonomistas, pesquisadores e fabricantes, cujo desenvolvimento do design do produto esteja centrado no usuário.

A norma, também, pode ser utilizada para verificar se os requisitos de usabilidade determinado pelo projeto, de fato, foram atendidos, ou verificar e comparar produtos no que tange o atendimento às necessidades do usuário. Embora a ISO 20282-2:2006(E) possa ser utilizada em pesquisas, sua aplicação ainda é bastante incipiente no Brasil.

Para medir a facilidade de operação, a norma ISO 20282-2:2006(E) sugere o cumprimento de dez passos, os quais estão apresentados pelo fluxograma (FIGURA 4.2) e detalhado pelo tópico 4.3.3.2 a seguir:

FIGURA 4.2 – Decálogo para análise da usabilidade. Adaptado de: ISO 20282-2:2006(E)

4.3.3.2 Método do Teste

O primeiro passo determina identificar o produto a ser testado. O objeto do presente estudo é a cadeira de rodas de propulsão manual. Como no Brasil há vários fabricantes de cadeiras, desenvolveu-se uma metodologia para selecionar um referencial tecnológico desse produto. No capítulo 6, item 6.2, será detalhado como foi a seleção do modelo de cadeira utilizada nesta pesquisa.

No segundo passo, o objetivo é estabelecer o contexto de uso do produto, as tarefas envolvidas, os grupos de usuários e as características do ambiente. Evidente que nesta pesquisa o contexto de análise será controlado e experimental. A proposta é aplicar os procedimentos já validados pela norma ISO 20282-2:2006(E), para verificar a eficiência, eficácia e satisfação do usuário, utilizando o referencial de cadeira de rodas de propulsão manual e tentar estabelecer novas recomendações para o projeto de cadeira.

O terceiro passo do decálogo determina verificar a adequação do produto às características do usuário. Diante do recrutamento dos sujeitos, é importante verificar se as dimensões antropométricas desses voluntários estão adequadas às dimensões da cadeira selecionada. Como se trata de um equipamento que necessita de uma prescrição, será essencial fazer essa análise, para garantir a confiabilidade dos dados que serão coletados, uma vez que é impossível, do ponto de vista prático, ter um dimensional de cadeira para cada sujeito da pesquisa.

No quarto passo, recrutam-se os sujeitos e os classificam em grupos, para facilitar a análise a comparação dos dados e garantir maior confiabilidade. Para a formação dos grupos de estudo, serão levados em consideração as características físicas, psicológicas, sociais dos sujeitos, especialmente quando se tratar de indivíduos com mobilidade reduzida, ou que apresenta necessidades específicas.

Já o quinto passo propõe elucidar as variáveis que se quer medir. Nesta tese, será analisada a taxa de sucesso, o tempo de realização da tarefa, atrelado aos diferentes padrões de propulsão da cadeira de rodas e à satisfação do sujeito diante do referencial tecnológico de cadeira de rodas de propulsão manual.

O sexto passo do procedimento direciona-se para a seleção da amostra de usuários, ou seja, trata do grupo de indivíduos mais representativo na utilização do produto. Nesta pesquisa, dois grupos foram selecionados, os deficientes usuários de

cadeira de rodas com condições de propulsão (cadeirantes), e os que não apresentam deficiência motora (não cadeirantes) de ambos os gêneros.

O objetivo em utilizar indivíduos sem deficiência foi para garantir uma homogeneidade amostral e um fator comparativo, pois as deficiências são variáveis muito distintas umas das outras, que podem interferir significativamente nos resultados finais.

O sétimo passo demanda criar um procedimento para realização dos testes. Foram utilizado dois instrumentos para essa medição, ou seja, o *System Usability Scale* (SUS) que trata de uma escala simples, contendo dez itens de avaliação. Este protocolo oferece uma visão global de avaliações subjetivas de usabilidade e uma escala de satisfação para localizarmos o grau de facilidade das tarefas executadas em uma cadeira de rodas.

Com os dados já coletados, no oitavo passo, calculamos a eficácia e eficiência de operação (porcentagem de sucesso) e a satisfação. Por fim, o nono e o décimo passo visam, respectivamente, a analisar e a apresentar os resultados.

Segundo Gamarra (2008, p.69) o método proposto pela ISO 20282-2:2006(E) trata de uma sistemática metodológica útil para ser aplicada na comparação de produtos, ou de grupos distintos de usuários, considerando determinados aspectos e características de uso, apresentando indicadores quantitativos.

O autor ainda destaca que é preciso ter cautela na análise da eficiência, pois o método só leva em conta os tempos medidos dos usuários que tiveram sucesso no uso do produto na realização da tarefa pré-determinada. Infere-se que, no estudo para ampliar a usabilidade da cadeira de rodas, devemos nos ater, também, às taxas de insucesso, pois recursos de tecnologia assistiva demandam cenários bastante específicos.

4.3.3.3 Variáveis de Medições para a Usabilidade

A usabilidade ou efetividade da operação pode ser mensurada a partir do percentual de sucesso, que leva em consideração a eficiência da operação dada pelo tempo cronometrado na realização da tarefa; e, também, pelo grau de satisfação do usuário, na realização da tarefa.

Gamarra (2008) reporta as especificações da ISO 20282-2:2006(E) para explicitar essas variáveis de medições. O QUADRO 4.9 apresenta a descrição de cada uma dessas especificações.

QUADRO 4.9 – Variáveis de Medições para a Usabilidade

VARIÁVEIS	DESCRIÇÃO
Meta Principal	Uma meta é um objetivo que deve ser alcançado em um determinado tempo, pode ser mensurado e claramente definido. Em um teste de usabilidade pode existir mais de uma meta e a apresentação desses resultados devem ser dados separadamente.
Eficácia da Operação	Alcançar os resultados planejados, os objetivos, a meta. A eficácia é dada pelo cálculo da porcentagem de usuários que atingiu a meta com sucesso (taxa de sucesso) junto com o intervalo de confiabilidade.
Eficiência da Operação	Não confundir com eficiência, que é o alcance da eficácia com o menor recurso possível. Só tem sentido falar de eficiência, se a eficácia foi alcançada. Essa variável é medida a partir da média do tempo gasto pelos usuários que completaram com sucesso a tarefa (meta).
Satisfação da Operação	A satisfação é o prazer que advém da realização do que se espera. Pode ser medida a partir de escalas likert de satisfação. As escalas de satisfação mais utilizadas são as escalas graduadas com pontos e as “ <i>smile scales</i> ” (escala de sorriso).

Fonte: Adaptado de GAMARRA (2008, p.57)

4.3.3.4 Apresentação dos Dados

Por fim, a norma ISO 20282:2006(e) orienta para que os resultados sejam apresentados em relatório, seguindo o modelo do *Common Industry Format* (CIF) para testes de usabilidade, de acordo com a ISO/IEC 25062²⁸. O modelo pode ser consultado ao final desta tese pelo ANEXO B, p.599-601. No presente estudo, os resultados serão apresentados no Capítulo 7, seguindo o padrão acadêmico.

²⁸ ISO/IEC 25062 Software engineering, Software product Quality Requirements and Evaluation (SQuaRE), Common Industry Format (CIF) for usability test reports.

4.4 ESCALAS

4.4.1 Escala de Likert

A escala de Likert é uma forma de mensurar atitudes, ou o comportamento de pessoas. Este instrumento foi desenvolvido por Rensis Likert (1932), para medir a aceitação dos indivíduos diante dos produtos e serviços, conforme suas respectivas experiências e influências sociais.

Backer²⁹ (1995) *apud* Brandalise (2005, p.4), descreve que a escala de Likert, ou Somada, requer do entrevistado a indicação do grau de concordância ou discordância com declarações relativas à atitude que está sendo medida. Atribuem-se valores numéricos e/ou sinais às respostas, para refletir a força e a direção da reação do entrevistado à declaração.

Para a construção da escala, se as declarações forem de concordância, o item Likert deve receber valores positivos e altos, enquanto que, se as declarações forem de discordâncias, os valores devem ser negativos ou baixos.

Os níveis das escalas podem variar de “1” a “5”, de “5” a “1” ou de “+2” a “-2”, passando por zero. Os itens Likert devem apresentar respostas claras, em vez de respostas neutras e ambíguas. Mattar³⁰ (2001) *apud* Brandalise (2005, p.4) explica que para cada item da escala será atribuído um número que indicará a direção da atitude dos respondentes, em relação a cada afirmação.

Segundo Elejabarrieta e Iñiguez (1984), há escalas com sete ou mais itens que permitem obter mais detalhes de percepção do entrevistado; porém, traz complexidade para a tabulação dos dados, aumento do tempo de análise, dificuldade para memorização das alternativas pelos respondentes e na definição de rótulos (palavras) que distribua, de forma equidistante, todos os itens da escala.

Ainda, segundo as autoras, as etapas para elaboração de uma escala devem prever a definição do objeto de atitude, o recolhimento de enunciados, a determinação das categorias de itens, a aplicação da escala a uma amostra e a análise dos itens.

---

²⁹ BACKER, P. de. **Gestão ambiental: a administração verde**. Rio de Janeiro: Qualitymark, 1995.

³⁰ MATTAR, F. N. **Pesquisa de marketing**. Edição Compacta. 3. ed. São Paulo: Atlas, 2001.

Vale ressaltar que o requisito básico de uma escala adequada é o equilíbrio entre as respostas “positivas” e as “negativas”, apresentando ou não uma categoria “neutra”. Este equilíbrio garante a análise adequada e não tendenciosa dos dados. Ver os exemplos da FIGURA 4.3.

DISCORDO TOTALMENTE	DISCORDO PARCIALMENTE	NÃO CONCORDO NEM DISCORDO	CONCORDO PARCIALMENTE	CONCORDO TOTALMENTE
1	2	3	4	5

FIG. 4.3 (a)

EXCELENTE	MUITO BOM	BOM	RAZOÁVEL	NÃO SEI
5	4	3	2	1

FIG. 4.3 (b)

FIGURA 4.3 – Escalas de Likert.

No exemplo da FIGURA 4.3 (a), a escala foi construída com rótulos adequados que demonstra claramente a unipolaridade e continuidade da escala, pois, os níveis variam de “extremamente” até “nada”, com espaçamentos iguais. Já na escala da FIGURA 4.3 (b), os itens Likert estão tendendo para o lado positivo, pois há mais categorias positivas do que negativas. Esse desequilíbrio pode levar a um falso resultado, comprometendo a análise estatística dos dados e, consequentemente, a validação científica.

Para Mattar (2001) *apud* Brandelise (2005, p.4), as vantagens da escala de Likert em relação a outros modelos estão na fácil construção, no uso de afirmações que não estão explicitamente ligadas à atitude estudada, o que possibilita a inclusão de itens que possam corroborar o resultado final. Já as desvantagens são caracterizadas pelo fato de a escala ser essencialmente ordinal e não possibilita a comparação e nem mensurar a mudança de atitude que ocorre após expor os sujeitos a determinados eventos.

4.4.2 Escala de Satisfação

Segundo ISO 20282-2:2006(E), o prazer na realização de uma tarefa pode ser mensurada através de uma “*Smiley Scale*” ou escala de satisfação (FIGURA 4.4). Essa medida é dada pela atitude do usuário em relação ao funcionamento da interface do produto. A avaliação do produto está atrelada à realização da tarefa. Portanto, se houver mais de um objetivo, cada uma dessas atividades devem ser medidas.

A escala de satisfação foi utilizada pela primeira vez por Kunin³¹ (1955) *apud* ISO 20282-2 e tem sido amplamente utilizada pela psicologia e indústria, respectivamente, para mensurar os aspectos da satisfação emocional e em testes de usabilidade. Ruth Jäger³² (2004) *apud* ISO 20282-2 testou e validou a versão da escala com cinco níveis.

FIGURA 4.4 – *Smiley scale* ou escala de satisfação para dor.

A ISO 20282-2:2006(E) orienta que os círculos desses ícones (carinhas) deve ter 10,5 milímetros de diâmetro e a escala deve ser utilizada esticada com mais de 69 milímetros entre os centros dos extremos. Quando utilizado com deficientes visuais, os tamanhos devem ser aumentados proporcionalmente.

Os valores de cada “carinha” na escala com cinco itens correspondem a “-2”, “-1”, “0”, “+1” e “+2”. Medidas intermediárias não são permitidas, e os resultados são dados pela média aritmética dos pontos obtidos.

³¹ KUNIN, T. H. The construction of a new type of attitude measure. **Personnel Psychology**, v.8, p.65-77, 1995.

³² JÄGER, R. Konstruktion einer Ratingskala mit Smiles. **Diagnostica**, v.50, n.1, p.31-38, 2004.

4.4.3 System Usability Scale (SUS)

O *System Usability Scale* (SUS) é um protocolo para mensurar a usabilidade de sistemas a partir de uma escala. Foi desenvolvido por John Brooke (1986), para verificar a usabilidade de sistemas como o terminal VT100, desenvolvido pela *Digital Equipment Co. Ltd.* (DEC), empresa pioneira na fabricação de computadores, comprada pela *Compaq Computer Corporation*, em 1998 e, mais tarde, fundiu-se com a atual *Hewlett-Packard* (HP).

O protocolo SUS é um instrumento independente e tornou-se um padrão na indústria para mensurar a usabilidade de hardware, software e outros tipos de produtos. O SUS é composto por 10 afirmações e cada uma delas possui cinco opções de resposta.

As afirmações contidas nos itens do protocolo SUS abordam diversos aspectos da usabilidade do sistema avaliado, como: (1) necessidade de suporte, (2) necessidade de treinamento, (3) complexidade do sistema, (4) consistência, (5) facilidade de aprendizado e (6) atitude do usuário com respeito ao sistema (sentimentos).

Já as respostas são disponibilizadas em uma escala, cujos pontos extremos são identificados por ícones ou rótulos, sendo o do lado esquerdo com o adjetivo *strongly disagree* (discordo plenamente) e o direito com *strongly agree* (concordo plenamente), conforme a FIGURA 4.5 a seguir.

	1	2	3	4	5	
	☐	☐	☐	☐	☐	

FIG. 4.5 (a)

DISCORDO TOTALMENTE	1	2	3	4	5	CONCORDO TOTALMENTE
	☐	☐	☐	☐	☐	

FIG. 4.5 (b)

FIGURA 4.5 – Escalas do SUS com ícone (a) e rótulos (b).

Como demonstra Tullis e Albert (2008, p.138), essas 10 afirmações devem ser estruturadas no protocolo, intercalando-se as de teor positivo com as de teor negativo. Sugere que as afirmações de números ímpares (1, 3, 5, 7 e 9) sejam positivas e as afirmações pares (2, 4, 6, 8 e 10) sejam de teor negativo, conforme apresentado pelo QUADRO 4.10, a seguir.

QUADRO 4.10 – Estrutura das Afirmações no Protocolo SUS e Aspecto Avaliado.

ASPECTOS DA USABILIDADE	ESTRUTURA DAS AFIRMAÇÕES	TEOR
Manuseio	1 Eu acho que eu gostaria de usar este “produto” com frequência	POSITIVO
Complexidade do sistema	2 Eu achei a complexidade deste “produto” desnecessária.	NEGATIVO
Necessidade de treinamento	3 Eu pensei que este “produto” era fácil de usar	POSITIVO
Necessidade de suporte	4 Eu acho que seria necessário o apoio de uma outra pessoa para utilizar este “produto”.	NEGATIVO
Complexidade do sistema	5 Eu acho que as funções e/ou dispositivos deste “produto” foram bem integrados.	POSITIVO
Consistência	6 Eu achei muito inseguro este “produto”.	NEGATIVO
Facilidade de aprendizado	7 Eu acredito que a maioria das pessoas irá aprender a usar este “produto” rapidamente.	POSITIVO
Manuseio	8 Eu achei este “produto” muito desajeitado para usar.	NEGATIVO
Atitude do usuário	9 Eu me senti muito confiante com este “produto”.	POSITIVO
Facilidade de aprendizado	10 Eu preciso aprender outras técnicas de uso para poder utilizar este “produto”.	NEGATIVO

Fonte: Adaptado de SAURO (2011)

O SUS é um instrumento para aplicação pós-teste; porém, deve ser utilizado antes da ocorrência de qualquer discussão ou síntese pertinente ao contexto avaliativo. Segundo Brooke (1996), solicita-se a leitura de cada declaração e uma resposta imediata ao item, ao invés de deixar o respondente pensando sobre a declaração por muito tempo. Além disso, o avaliador recomenda ao respondente assinalar a opção central da escala, quando este não se sente capaz de responder a um dado item do protocolo.

O SUS produz um único valor representante de uma medida composta da usabilidade global do sistema estudado, o que significa dizer que as pontuações de itens individuais não são significativas. A pontuação de cada item varia entre 0 e 4.

De acordo com Brooke (1996), o índice SUS é calculado a partir da multiplicação da soma dos escores relativos aos itens pares e ímpares.

Para os itens ímpares, o valor individual é calculado subtraindo “1” da pontuação dada ao item pelo respondente, enquanto que para os itens pares é calculado subtraindo-se de “5” o valor dado ao item.

Sauro (2011) constatou, a partir da revisão e análise de 241 estudos que utilizavam o protocolo SUS, que o sistema de classificação da pontuação proposto por Bangor *et al.* (2009) (QUADRO 4.9) não correspondia bem à realidade, especialmente, com relação ao percentual da usabilidade.

Apenas dois dos estudos obtiveram pontuação acima de 90. Isso corresponde a 1% e é por isso que uma pontuação SUS de 90 corresponde ao percentil 99. Portanto, diante dessa investigação o autor, juntamente com Lewis, propôs uma reclassificação da pontuação SUS (QUADRO 4.11).

QUADRO 4.11 – Comparativo entre as Classificações das Pontuações SUS.

BANGOR ³³ <i>et al.</i> (2009)				LEWIS & SAURO ³⁴ (2009)		
PONTOS SUS	GRAU	FAIXA DE ACEITAÇÃO	USABILIDADE	PONTOS SUS	PERCENTUAL	GRAU
90-100	A	Aceitável	Melhor Imaginável	84-100	96-100	A+
80-90	B		Excelente	81-83	90-95	A
70-80	C		Bom	79-80	85-89	A-
60-70	D	Limite	Regular	77-78	80-84	B+
50-60	F			Inaceitável	Pobre	73,9-76,9
40-50		72,4-73,8	65-69			B-
30-40		71,0-72,3	60-64		C+	
20-30		Pior Imaginável	64,6-70,9		41-59	C
10-20			62,5-64,5		35-40	C-
0-10			51,2-62,4		15-34	D
			< 51	0-14	F	

Fonte: SAURO (2011).

³³ BANGOR, A.; KORTUM, P. T.; MILLER, J. T. Determining what individual SUS scores mean: adding an adjective rating scale. 2009. **Journal of Usability Studies**. v.4, n.3, p.114-123, May, 2009,

³⁴ LEWIS, J. R.; SAURO, J. The factor structure of the system usability scale. 2009. **Internacional Conference (HCII 2009)**, San Diego CA, USA.

Vale destacar que o valor médio da pontuação SUS encontrada nos estudos foi de 68, o que equivale a um grau “D” na escala de Bangor; porém, Sauro esperava encontrar uma pontuação média correspondente a um grau “C”. Portanto, para alcançar um “A” era praticamente impossível e, diante dessa constatação, Sauro e Lewis (2009), revisaram a classificação, fazendo a distribuição normal dos pontos obtidos em uma curva, apresentada pela FIGURA 4.6, a seguir:

FIGURA 4.6 – Curva de pontuação e classificação SUS. SAURO (2011, p.53)

Os autores atribuíram aproximadamente a mesma pontuação para “A” e “F” e as pontuações de “B” e “D” estavam relacionadas com o limite de “C”. Para ampliar os níveis de classificação, foi adicionado o sinal (+) e (-), conforme mostrado no quadro da página anterior.

Podemos perceber que a pontuação SUS, acima de 80, é realmente boa e coloca o produto testado no topo dos 10%. Embora ainda seja difícil, o grau “A” ficou mais alcançável. Ainda considerando os estudos, também foi constatado que as pontuações do SUS acima de 80 aumenta a probabilidade dos usuários recomendarem o produto a uma outra pessoa.

4.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo trouxe, em linhas gerais, uma contextualização sobre o Design Centrado no Usuário (DCU); abordando os principais tópicos dessa sistemática, possibilitou entender que o levantamento das características do usuário é essencial para o início do desenvolvimento, principalmente, se o objetivo for atender às necessidades e desejos desse indivíduo.

O Design Centrado no Usuário associa-se com a definição de ergonomia que busca estabelecer uma melhor adequação, ou adaptação possível do produto aos indivíduos. Desta forma, Morais e Mont'alvão (2003, p.27-28), destacam que a ergonomia, centrada na pessoa, define o usuário como operador, controlador e monitor de suas atividades, pois é ele que possui metas e desejos e que pode mudar o sistema através de suas habilidades e vontades.

A facilidade de uso e a boa usabilidade dependem dessa relação harmônica entre o design do produto e o usuário. Portanto, é válido estabelecer procedimentos para elucidar as reais necessidades do indivíduo e uma maneira é colocando-o como coadjuvante participativo em cada fase do desenvolvimento projetual; com isso, os riscos de desenvolver produtos ineficientes são menores.

Tanto a ABNT NBR ISO 9241-210:2011 quanto a ISO 20282:2006(E) são contribuições para desenvolver projetos com foco na facilidade de uso e na usabilidade. As normas trazem reflexões e procedimentos metodológicos para avaliar e desenvolver produto centrado no usuário; para isso, é preciso definir a facilidade e o contexto de uso e, também, as características do usuário.

Neste presente estudo as normas possibilitaram estabelecer uma sistemática para verificação da tese. O decálogo metodológico disponível na ISO 20282:2006(E) foi adaptado com protocolos específicos e desenvolvido com diferentes ferramentas, como as escalas de Likert, satisfação, e o *System Usability Scale* (SUS).

Finalmente, pode-se destacar que este capítulo possibilitou compreender os diferentes termos da ergonomia e da usabilidade para o objeto cadeira de rodas de propulsão manual; e, também, possibilitou entender que os aspectos de eficácia, eficiência e satisfação são as variáveis mensuráveis de um teste de usabilidade.

5 DESENVOLVIMENTO MOTOR, BIOMECÂNICA E TÉCNICAS DE MANEJO EM CADEIRA DE RODAS

5.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Este capítulo traz uma breve contextualização sobre o desenvolvimento motor, ou seja, para compreendermos os padrões fundamentais da propulsão manual da cadeira de rodas, é preciso passar pelos conceitos do comportamento motor humano que estão associados à aprendizagem, controle e desenvolvimento motor.

A aprendizagem motora está relacionada, basicamente, à aquisição de novas habilidades, ao controle das funções do sistema neuromuscular e o desenvolvimento é o resultado desse processo ao longo da vida. O desempenho do indivíduo, por exemplo, nas Atividades da Vida Diária (AVDs), dependerá da capacidade e do processo de maturação de cada indivíduo. As tecnologias de apoio são essenciais nesse processo, quando se trata de pessoas com deficiência.

O presente capítulo detalha os diferentes padrões fundamentais do movimento da propulsão manual, que podem ser utilizados para desenvolver tecnologias de apoio mais eficientes. Infere-se que as particularidades dos padrões do movimento influenciam em projetos mais coerentes com as necessidades e características dos usuários, promovendo, assim, maior mobilidade, conforto, segurança e, conseqüentemente, saúde.

Cada padrão do movimento de propulsão possui uma biomecânica específica, decorrente da cinemática que a mão realiza, quando se dá o contato e a soltura com o aro de propulsão da cadeira de rodas; esses padrões cinemáticos são em formato arco, circular, laço e oito.

Qualquer equipamento mecânico possui técnicas específicas de manejo e isso não é diferente para as cadeiras de rodas. Não basta simplesmente tocar nos aros propulsores. Juntamente com os padrões de propulsão e a morfologia do objeto, formas seguras e eficazes devem ser estabelecidas e aprendidas pelos usuários e, novamente, retornamos aos conceitos do desenvolvimento motor humano.

5.2 DESENVOLVIMENTO MOTOR HUMANO

Na definição de Gallahue (2007, p.3), o desenvolvimento motor humano é a contínua alteração no comportamento motor, ao longo da vida, proporcionada pela interação entre as necessidades da tarefa, da biologia do indivíduo e das condições do ambiente.

Oliveira *et al.* (2001, p.17) complementam, dizendo que o desenvolvimento motor possibilita ao indivíduo empreender atividades novas e eleva o nível a cada vez mais complexo de conhecimentos; porém, esses processos de formação vão depender dos problemas e das capacidades desse indivíduo, ou seja, do comportamento motor.

Para Haywood e Getchell³⁵ (2005) *apud* Oliveira *et al.* (2011, p.28), o comportamento motor é caracterizado, basicamente, por três fenômenos: (1) a aprendizagem motora, (2) o controle motor e (3) o desenvolvimento motor, conforme QUADRO 5.1, a seguir.

QUADRO 5.1 – Fenômenos do Comportamento Motor Normal

APRENDIZAGEM	CONTROLE	DESENVOLVIMENTO
Enfatiza a aquisição de habilidades motoras, a melhoria de desempenho do aprendizado, ou a reaquisição de habilidades difíceis de executar, por conta de não poderem ser executadas, devido à lesão ou doença.	Caracteriza como nossas funções do sistema neuromuscular ativam e coordenam os músculos e membros envolvidos na realização de uma habilidade motora.	É o estímulo das mudanças do comportamento motor humano ao longo da vida, os processos que estão por trás dessas mudanças e os fatores que as afetam.

Fonte: OLIVEIRA, ALVES, NASCIMENTO (2011, p.28)

Diante desses fenômenos e da dependência dos problemas e das capacidades do indivíduo, é preciso entender a deficiência como componente atrelado ao desenvolvimento humano e criar condições para o desempenho motor dessas pessoas.

No caso dos usuários de cadeira de rodas de propulsão manual, a criação dessas condições está associada a garantias de prevenção, de manutenção ou de reabilitação do estado de saúde, características que dependem diretamente do design do produto.

³⁵ HAYWOOD, K. M.; GETCHELL, N. **Life span motor development**. Champaign: Human Kinetics, 2005.

A cadeira de rodas, por exemplo, deve assistir o indivíduo com deficiência no desenvolvimento de novas habilidades motoras de locomoção e no controle do sistema muscular e esquelético, para continuar os processos maturacionais endógenos da evolução do indivíduo.

A maturação refere-se às alterações qualitativas que capacitam o indivíduo a progredir para níveis mais altos de funcionamento. A maturação quando considerada na perspectiva biológica, é basicamente inata, ou seja, ela é geneticamente determinada e resistente a influências externas ou ambientais. A maturação é caracterizada por uma ordem fixa de progressão, na qual o ritmo pode variar, mas a sequência do surgimento das características, geralmente, não varia. (GALLAHUE, 2005, p.15)

Para interpretar o desenvolvimento motor de uma pessoa com deficiência física, usuária de cadeira de rodas, é preciso assimilar tanto a complexidade desse organismo em desenvolvimento, quanto as particularidades dessa tecnologia de suporte; esse processo é lento pelas inúmeras variáveis que envolvem a deficiência.

As cadeiras de rodas de propulsão manual, por sua vez, são objetos extremamente complexos, por compreender uma interface tecnológica que engloba aspectos psicológicos, fisiológicos, técnicos e sociais. Portanto, estabelecer condições favoráveis para a aquisição de novas habilidades motoras, para o deficiente não é uma tarefa simples, trata-se de um processo dinâmico e transdisciplinar.

O projetista de recursos de tecnologia assistiva deve se ater a essas particularidades do desenvolvimento motor e envolver essas informações no desenvolvimento de produtos para que o desenho do objeto seja mais eficiente e digno, especialmente, minimizando as restrições – *constraints* – provocadas pela própria deficiência, pelo ambiente ou pela tarefa.

A deficiência, como já foi estudada no Capítulo 2, provoca, no indivíduo, impedimentos por conta dos desvios estruturais e morfológicos. Esses impedimentos, por sua vez, geram incapacidades que são limitações funcionais, manifestadas por meio do desempenho.

O baixo desempenho do sistema motor humano da pessoa deficiente pode provocar uma desvantagem social, diante de outros membros da sociedade. Portanto, se não houver equipamentos que compensem e proporcionem o desejo do

deslocamento, não haverá equiparação dos direitos de ir e vir e do próprio desenvolvimento motor desse cidadão.

5.2.1 Restrições ou *constraints*

Segundo Manoel (1996), restrições ou *constraints* são ações dinâmicas que ocorrem entre o indivíduo, o ambiente e a tarefa motora. Conhecê-las com mais profundidade, torna-se aspecto relevante em estudos que envolvem o desenvolvimento motor e o design, em especial, o design de equipamentos para pessoas com deficiências.

Newell³⁶ (1986) *apud* Oliveira *et al.* (2011) sugere três categorias para identificar as restrições. As restrições organísmicas são aquelas caracterizadas pelos aspectos morfológicos do indivíduo como, dimensões antropométricas, massa corporal e deformações ou falta de membros. Neste estudo foram delimitadas as restrições referentes à deficiência, ou seja, trabalhou-se com sujeitos com restrições apenas nos membros inferiores e que tinham condições de autopropulsionar à cadeira de rodas.

As restrições ambientais incluem todos os fatores externos aos organismos, como a falta de acessibilidade por conta das barreiras arquitetônicas que envolvem as escadas, calçadas levantadas, falta de guias rebaixadas. Esses são alguns exemplos de restrições provocadas pelas condições físico-sociais do meio.

Já as restrições que emanam da tarefa, estão relacionadas com os objetivos, os preceitos e, também, as tecnologias empregadas. Por exemplo, o usuário de cadeira de rodas pode propulsionar o equipamento de várias formas e as cadeiras podem apresentar diferentes tipos de dispositivos de propulsão, os quais podem ampliar ou restringir o desempenho biomecânico e a qualidade e, também, interferir no padrão de movimento.

Conhecendo os tipos de restrições e o papel de cada uma delas na interface usuário/cadeira de rodas, buscou-se entender as habilidades motoras da pessoa com deficiência na propulsão de uma cadeira de rodas, com o objetivo de

---

³⁶ NEWELL, K. M. Constraints on the development of coordination. In: WADE, M. G; WHITING, W. T. A. (Ed.) **Motor development in children: aspects of coordination and control**. Dordrecht: Martinus Nijhoff, 1986. p.341-360.

estabelecer diretrizes de projeto e aprimorar o desenvolvimento do design desses produtos.

Para estabelecermos recomendações de projeto para a cadeira de rodas de propulsão manual, é preciso contextualizar o comportamento motor normal e compreender como se dá o comportamento motor da pessoa com deficiência, em especial, na tarefa de autopropulsão da cadeira de rodas.

A biomecânica das articulações envolvidas nessa tarefa, as técnicas de manejo de cadeira de rodas já preconizadas pela Ciência e o próprio padrão do movimento motor da propulsão, são contribuições essenciais para essa compreensão.

5.2.2 O Comportamento Motor Normal e da Pessoa com Deficiência

O comportamento motor é a mola propulsora do desenvolvimento motor humano. Foi caracterizado por Haywood e Getchell (2005), *apud* Oliveira *et al.* (2011, p.28) pelo fenômeno da aprendizagem, do controle e do desenvolvimento motor, conforme já visto anteriormente. Portanto, mapear esses fenômenos no âmbito da normalidade contribui para entender os problemas de coordenação, tendências e ganhos motores diante das pessoas que sofreram um trauma ou uma lesão.

O desenvolvimento motor, segundo Oliveira *et al.* (2011, p.30), está associado às mudanças e ao tipo de experiência por que passamos ao longo da vida. Para Manuel (2005), as mudanças provocadas pelas diferentes etapas da vida são o foco central para o desenvolvimento motor; porém, esse processo toma outro rumo, quando surgem as restrições provocadas por uma deficiência.

Embora esse novo caminho ainda seja pouco explorado, até mesmo pelas áreas científicas mais próximas, aproveitar o que vem sendo estudado para compreender melhor as recomendações para o projeto de cadeira de rodas de propulsão manual, trouxe um grau de ineditismo único para o presente trabalho e, consequentemente, para o campo do Desenho Industrial.

O QUADRO 5.2, a seguir, traz um panorama geral das fases evolutivas do desenvolvimento motor.

QUADRO 5.2 – Fases do Desenvolvimento Motor.

REFERÊNCIAS	FASES EVOLUTIVAS / DESCRIÇÃO
PRECHTL, 1986 <i>apud</i> MANOEL ³⁷ , 2005.	1. Movimentos fetais Descrição: Corresponde à aquisição de movimentos no período de vida intrauterina; esses movimentos são do tipo, rápidos, lentos, seriados, discretos, uniarticulares e multiarticulares; parecem ser causa e efeito do desenvolvimento neuromuscular.
MANOEL, 1999 <i>apud</i> MANOEL, 2005.	2. Movimentos reativos e espontâneos Descrição: Corresponde à aquisição e ao desaparecimento de dois tipos de movimentos: a) os associados a um conjunto finito de estímulos, no caso reativos; b) gerados sem estimulação externa, no caso dos espontâneos, fundamental na sobrevivência do recém-nascido. Os movimentos reativos, juntamente com os espontâneos, possibilitam os meios para a exploração do meio físico e social por parte do bebê, no primeiro ano após o nascimento.
MANOEL ³⁸ , 2000; GALLAHUE, OZMUN ³⁹ , 2005; SEEFELDT, HAUBENSTRICKER ⁴⁰ , 1982; TANI ⁴¹ <i>et al.</i> , 1988; OYAMA, 1985 <i>apud</i> MANOEL, 2005.	3. Ações motoras básicas Descrição: Corresponde à aquisição de movimentos voluntários, isto é, movimentos em que a intenção age como uma restrição cognitiva na emergência de padrões de movimento. Esses movimentos são básicos para ações especializadas. Vale ressaltar que em crianças trata-se de habilidades naturais (não genéticos), influenciadas pelos fatores internos e externos ao organismo.
GIMENEZ, 2001 <i>apud</i> MANOEL, 2005.	4. Combinação das ações motoras básicas Descrição: Corresponde à fase de aquisição de diferentes formas de combinação entre habilidades de locomoção, manipulação e orientação. Segundo os autores, essa fase é pouco reconhecida e só recentemente há alguns indicativos que apontam em sua direção.
TANI <i>et al.</i> , 1988; MANOEL, 2000 <i>apud</i> MANOEL (2005)	5. Ações motoras especializadas Descrição: A aquisição dessas ações é tida como resultado da influência cultural, daí elas serem denominadas, também, de habilidades culturalmente determinadas. São orientadas a contextos particulares e deve-se a fatores externos e internos ao organismo. Podem ser agrupadas em habilidades do cotidiano, ocupacionais, expressivas, esportivas e recreativas.

Fonte: OLIVEIRA; ALVES; NASCIMENTO (2011, p.31-33)

A propulsão manual de uma cadeira de rodas trata de uma ação motora combinada e especializada, ou seja, para realizar esse tipo de movimento a pessoa com deficiência foi exposta a diferentes determinantes, sendo o primeiro a própria limitação provocada pela deficiência, além de outros fatores internos e externos ao organismo, que delimitam a habilidade na execução do movimento.

³⁷ MANOEL, E. J. O estudo do comportamento motor: tendências e perspectivas. In: TANI, G. (Org.). **Comportamento motor: aprendizagem e desenvolvimento**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. cap.3, p.34-44.

³⁸ MANOEL, E. J. Motor developmental status and task constraint in over throwing. **Journal of Human Movement Studies**. Edinburgh, v.39, p.359-378, 2000.

³⁹ GALLAHUE, D. L.; OZMUN, J. C. **Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos**. São Paulo: Phorte, 2005.

⁴⁰ SEEFELDT, V.; HAUBENSTRICKER, J. Patterns, phases, or stages: an analytical model for the study of developmental movement. In: KELSO, J. A. S.; CLARK, J. E. **The development of movement control and coordination**. New York: John Wiley & Sons, 1982

⁴¹ TANI, G. *et al.* **Educação física escolar: fundamentos de uma abordagem desenvolvimentista**. São Paulo: EDUSP, 1988

O desenvolvimento motor das pessoas com deficiência, em especial, dos usuários de cadeira de rodas, dependem dos determinantes que envolvem o processo de reação à aquisição da deficiência, como a natureza da própria deficiência, as reações emocionais e comportamentais da pessoa acometida e os aspectos do ambiente.

O QUADRO 5.3, apresenta um conjunto de fatores provocados pela deficiência, e se levados em consideração esses fatores no projeto do produto a deficiência pode se tornar menos deprimente e o sujeito acometido mais integrado à sociedade, no que tange à natureza da deficiência, das reações emocionais e comportamentais e dos aspectos ambientais.

QUADRO 5.3 – Determinantes Provocados pela Aquisição de uma Deficiência.

FATORES	DESCRIÇÃO	DETERMINANTES
<i>Natureza da Deficiência</i>		
Tempo de instalação	Estágio da vida em que se encontra a pessoa quando adquire uma deficiência. O tempo de instalação influencia os tipos de reação que serão experienciados.	Nascer deficiente; Adquirir uma deficiência ao longo da vida.
Tipo de instalação da deficiência	Associado a graus maiores e menores da atribuição de culpa pela aquisição de uma deficiência.	Interferem nas emoções, valores crenças e comportamento do sujeito.
Funções prejudicadas	Os sistemas sensoriais humanos comprometidos e a extensão com que uma deficiência interfere na atração física.	Perdas da visão, audição, das habilidades de locomoção e mental.
Severidade da deficiência	É o prejuízo proporcional à gravidade da perda, ou seja, consciência da existência de indesejáveis limitações a suas capacidades.	Aceitação; Não aceitação.
Visibilidade da deficiência	Capacidade provocada pela deficiência com o cognitivo, capaz de gerar informações sensoriais que interferem nos valores humanos.	Agradabilidade; Visível ou oculto, exemplo: amputação (visível), enfisema (oculto).
Estabilidade da deficiência	Condição de alterações da deficiência ao longo do tempo pode ser residual ou progressivo.	Deficiência residual, deficiência progressiva, Exemplo: esclerose múltipla.
Dor	Sensação desagradável provocado pelo quadro da deficiência que afeta os sentimentos e comportamentos da pessoa.	Reações orgânicas e emocionais.
<i>Reações Emocionais e Comportamentais do Indivíduo</i>		
Gênero (Masculino e Feminino)	Estilo de vida dependente e passiva é mais aceita pela sociedade quando a pessoa é do gênero feminino	Reações sociais diferentes entre os gêneros pela sociedade.
Atividades afetadas	A deficiência interrompe atividades e influenciam em objetivos futuros.	Reações de lamentações e desestímulo para a vida ou para a busca de outro objetivo.
Interesses, valores e objetivos	Pessoa com apenas uma única proposta de vida.	Frustração e desespero por estar deficiente.
Recursos residuais	Inteligência, beleza, disposição, motivações profissionais, talento artístico, potencial de liderança.	Reações que colaboram para uma vida mais independente.
Outras variáveis da personalidade	Flexibilidade, adaptabilidade, maturidade e os opostos.	Reações que podem ajudar/incomodar.
Base filosófica e espiritual	Determinam o significado da deficiência para o indivíduo.	Reações de castigo ou oportunidade para desenvolver o espiritual, ou como ocorrência do acaso.
<i>Ambiente</i>		
Contexto físico	Barreiras arquitetônicas, recursos de tecnologia assistiva, etc.	Acessibilidade, direitos;
Contexto sociocultural	Apoio familiar, renda, serviços disponíveis, presença de amigos.	Inclusão/Exclusão social.

Fonte: Adaptado de VASH (1988, Cap.1, p.4-23).

5.3 PADRÕES DO MOVIMENTO PARA A PROPULSÃO MANUAL

Segundo Souza⁴² *et al.* 2000 *apud* Silva (2009, p.24), os primeiros a estudarem os padrões do movimento da propulsão manual em cadeira de rodas foram Sanderson e Sommer⁴³ (1985) e Shimada⁴⁴ *et al.* (1998). Esses autores investigaram dois tipos de movimento de propulsão, os quais foram definidos como circular e de bombeamento, atualmente denominado arco.

Tempos depois, além do padrão circular e arco, Boninger *et al.* (2002) estudaram outras duas cinemáticas do movimento para o impulso da cadeira de rodas, conforme apresentado pelo QUADRO 5.4 a seguir:

QUADRO 5.4 – Padrões do Movimento da Propulsão Manual em Cadeira de Rodas

PADRÕES CINEMÁTICOS E AMPLITUDES LINEARES DA PROPULSÃO			
Cinemática:			
Descrição:			
1. Padrão ARCO: Neste as mãos do indivíduo percorre o aro de propulsão da cadeira de rodas formando um arco tanto na fase de impulso quanto na fase de recuperação.	2. Padrão CIRCULAR: Neste padrão as mãos do indivíduo percorre o aro de propulsão da cadeira de rodas na fase de impulso e na fase de recuperação passa abaixo do aro.	3. Padrão LAÇO: Neste padrão as mãos do indivíduo percorre o aro na fase de impulso e na fase de recuperação passa por cima do aro.	4. Padrão OITO: Neste padrão as mãos do indivíduo percorre o aro na fase de impulso e na fase de recuperação cruza o arco iniciando o movimento por cima do arco e iniciando um novo ciclo pela parte de baixo.
Outras Terminologias:			
Arc (ARC)	Semicircular (SC)	Single Loop-over Propulsion (SLOP)	Double Loop-over Propulsion (DLOP)
Deslocamentos Lineares Referentes à Fase de Início ao Fim do Impulso:			
x $\cong$ 280 mm y $\cong$ 240 mm	x $\cong$ 490 mm y $\cong$ 95 mm	x $\cong$ 360 mm y $\cong$ 150 mm	x $\cong$ 575 mm y $\cong$ 90 mm
Observação: Os traços da direita e esquerda nas figuras indicam, respectivamente, o momento de contato inicial e final das mãos no aro de propulsão e as setas indicam o período que a mão fica em contato com o aro.			

Fonte: BONINGER *et al.* (2000); SILVA (2009, p.25); (MEDOLA (2010, p.31).

⁴² SOUZA, A.; BONINGER, M. L.; KOONTZ, A. M.; FAY, B. T.; COOPER, R. A. A classification of stroke patterns in manual wheelchairs users. **Resna**, 2000.

⁴³ SANDERSON, D. J; SOMMER, H. J. Kinematic features of wheelchair propulsion. **Journal of Biomechanic**. v.18, p.423–429, 1985.

⁴⁴ SHIMADA; S.D. ROBBERTSON, R. N.; BONINGER, M. L; COOPER, R. A. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. **J Rehabil Res Dev**., v.35, p.210–218, 1998.

Medola (2010, p.30) aponta que os padrões de propulsão possuem duas etapas distintas, ou seja, a fase de impulso, quando as mãos do usuário tocam o aro de propulsão, e a fase de recuperação (ou aérea), quando as mãos se deslocam para iniciar um novo ciclo de movimento. Estudos de Colucci (1995) diz que a propulsão manual se apresenta em quatro fases distintas (FIGURA 5.1).

1. **Contato Inicial:** durante esse período a mão está em contato com os aros propulsores, mas não aplica força;
2. **Fase Propulsiva (ou Impulso):** durante essa porção do ciclo, a mão está em contato com os aros propulsores e aplica força propulsiva;
3. **Fase de Soltura:** durante essa porção do ciclo a mão ainda está em contato com os aros propulsores, mas não em posição de aplicar força propulsiva;
4. **Fase de Recuperação (ou Aérea):** durante esse período, a mão não está em contato com os aros propulsores e está sendo posicionada para iniciar novamente a Fase Inicial. (HIGGS, 1985 *apud* COLUCCI, 1985, p.59).

FIGURA 5.1 – Fases do Ciclo Propulsivo Convencional em Cadeiras de Rodas.

Outros levantamentos, também feitos por Medola (2010), apontam que os movimentos de propulsão provocam o fortalecimento dos músculos, relacionados à fase de impulso (roteadores internos, adutores e flexores), enquanto que os ligados à fase de recuperação se mantêm; porém, com tendência a sofrer lesões pelos esforços repetitivos, especialmente nas articulações do ombro.

Constatado pelos estudos de Boninger *et al.* (2000), o padrão circular apresenta-se como o mais eficiente entre os padrões, pois provoca menos movimentos repetitivos de propulsão (toques), para percorrer uma mesma distância e, também, menos enfermidades nos membros superiores, provocadas pela força de impulso.

Em contra partida, o padrão arco, na relação propulsão/deslocamento, mostrou-se o menos benéfico, pois, os movimentos são bruscos e o indivíduo precisa impulsionar a roda (tocar) muito mais vezes, para atingir a mesma distância. Portanto, quanto menor for a frequência de propulsão, menor será a probabilidade de lesão.

Embora o melhor padrão possa ser adquirido por treinamentos, o design do aro de propulsão pode corroborar para ampliar esse desempenho, conforme

comprovado pelos experimentos empíricos realizados por Medola (2010) e Richter *et al.* (2007).

Nos levantamentos de Sagawa Jr. *et al.* (2012, p.189), algumas considerações para otimizar o movimento de propulsão da cadeira de rodas são apresentadas. A redução do diâmetro do aro aumenta a eficiência mecânica do sistema. Porém, torna-se inviável para tarefas que exigem maiores forças. A superfície de contato e o formato da pega são outros fatores que influenciam no desempenho do movimento.

Quanto mais próximo e à frente o eixo das rodas de propulsão estiverem da linha do ombro do indivíduo, menor será o esforço e a frequência de propulsão e maior será o tempo de contato com o aro.

Com relação ao assento, a altura mais adequada é quando o cotovelo se encontra flexionado entre 100 e 120 graus, e a mão está no topo do aro de propulsão. Embora constatado que a altura do assento influencia os parâmetros temporais e cinemáticos do punho, segundo Wei⁴⁵ *et al.* (2003) *apud* Sagawa Jr. *et al.* (2012), os autores não puderam concluir qual seria a posição mais adequada para o assento.

Estudos de Tomlinson *et al.* (1994) revelou que a propulsão ficaria bastante prejudicada se a distribuição do peso do sujeito fosse concentrada sobre as rodas dianteiras, pois, além do maior gasto energético, haveria a necessidade de mudanças posturais durante a autopropulsão.

Outros estudos, também, revelaram que a flexão do tronco no momento da propulsão provoca a partição das massas e, quanto maior for esse fenômeno sobre as rodas traseiras, menor será o efeito da desaceleração. Isso ocorre pelo diâmetro dos rodízios que provocam maior resistência ao rolamento.

Colucci (1995, p.58) discute esse fenômeno e aponta que uma interface mais eficiente para autopropulsão dependerá da localização do centro de massa (FIGURA 5.2), da inclinação do usuário na cadeira de rodas, da posição do assento, ângulos e distâncias horizontais e verticais, do diâmetro e formato dos aros de propulsão e, também, do ângulo de cambagem das rodas traseiras.

---

⁴⁵ WEI, S. H.; HUANG, S.; JIANG, C. J.; CHIU, J. C. Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. **Clin Biomech.** v.18, n.6, p.46-52, 2003.

FIGURA 5.2 – Técnica convencional de propulsão em cadeiras de rodas: (a), (b) e (c) corretos; (d) e (e) incorretos mudança do centro de gravidade; (f) incorreto: fase propulsiva muito longa. Fonte: (COLUCCI, 1985, p. 58).

Roche *et al.* (2007) identificaram que o padrão natural arco é, de fato, o mais comum entre os usuários de cadeira de rodas, apesar dos benefícios que os padrões circulares e formato de oito trazem para a redução de força, frequência e lesões nos membros superiores. Os autores inferem que o padrão arco está relacionado com a falta de conhecimentos dos usuários sobre as técnicas de propulsão e os ajustes da cadeira de rodas, conforme comprovado por Colucci (1985).

Participaram deste estudo, 29 indivíduos com deficiências, sendo 28 masculinos e um do gênero feminino; a idade média dos sujeitos foi de $46,7 \pm 9,7$ anos. A amostragem contou com 24 sujeitos com lesão medular, divididos em lesões torácicas ($n=17$), lombares ($n=5$), ferimentos nas cervicais ($n=5$), amputação transtibial bilateral ($n=2$) e amputação transfemoral unilateral ($n=1$), neuropatia periférica ($n=1$) e espinha bífida em L4 ($n=1$).

As superfícies testadas foram em carpete, piso liso (*linoleum*⁴⁶) e em um plano inclinado com 8,3 graus (QUADRO 5.5). Constatou-se que, conforme a resistência do rolamento, aumentava o número de indivíduos utilizando o padrão arco. Já para superfície lisa e no carpete, os sujeitos com padrão de propulsão circular e oito tendem a colocar as mãos mais para trás no momento de impulso, formando um ângulo maior em relação ao de contato e liberação.

Os autores também verificaram que no padrão circular e oito as forças médias e a frequência são menores. Nos testes realizados com o plano inclinado, os sujeitos com padrão arco propulsionaram de forma mais lenta, porém, com mais movimentos repetitivos.

QUADRO 5.5 – Comportamento da Propulsão Manual em Diferentes Superfícies.

DESCRIÇÃO	ARCO n=13 (44%)		LAÇO n=7 (24%)		OITO/CIRCULAR n=10 (33%)		α
	$\bar{x}$	v	$\bar{x}$	v	$\bar{x}$	v	
Força Result. Máxima (kgf)	91,42	-21,17	101,07	-31,31	82,39	-25,99	0,356
Força Result. Média (kgf)	42,11	-14,10	50,68	-15,41	35,98	-5,43	0,083*
Momento Máximo (kgf/m)	18,95	-5,24	21,67	-5,91	16,39	-6,84	0,228
Momento Médio (kgf/m)	5,73	-2,28	6,99	-2,24	5,60	-2,09	0,403
Velocidade Média (m/s)	0,99	-0,15	0,92	-0,18	0,99	-0,26	0,738
Ângulo de Impacto (°)	110,97	-10,39	117,28	-6,04	121,52	-9,60	0,044**
Ângulo de Liberação (°)	58,65	-10,11	55,08	-8,12	64,06	-10,74	0,202
Ângulo de Contato (°)	52,32	-18,97	62,20	-9,95	57,46	-15,78	0,431
Frequência (ciclos/s)	2,15	-0,32	1,84	-0,34	1,79	-0,48	0,072*
Massa Total (kg)	116,8	-28,13	118,52	-22,03	95,38	-13,06	0,076*

Observações:

$\bar{x}$ = Média, v = Variância, α = Significância. Pisos testados: carpete, piso liso (*linoleum*) e plano inclinado (8,3°), * = $p < 0,1$, ** = $p < 0,05$. Massa Total = $M_{\text{Cadeira}} + M_{\text{Sujeito}}$.

Fonte: ROCHE *et al.* (2007).

⁴⁶ *Linoleum* ou linóleo é um tipo de piso vinílico, produzido com matérias-primas naturais e renováveis, como juta e óleo de linhaça, composição que o torna biodegradável com textura emborrachada e bastante maleável. No Brasil, esse piso é conhecido pela marca comercial Paviflex®. Fonte: <<http://www.grupofortdecor.com.br/paviflex>> Acesso em: 01 nov. 2013.

Kwarciak *et al.* (2009) também analisaram a biomecânica dos quatro padrões de propulsão com 54 sujeitos, sendo masculinos (n=44) e femininos (n=10) todos usuários de cadeira de rodas e as médias de idade e peso foram, respectivamente, $40,7 \pm 11,3$ anos e $76,6 \pm 16,4$ kg. Os níveis da lesão estavam localizados entre as vértebras T2 e L1 (ANEXO C, p. 602).

Os autores constataram, a partir da análise da cinemática, que os deslocamentos lineares na fase de impulso para o padrão arco, realmente, é que apresenta menor deslocamento, levando o usuário a realizar mais movimentos repetitivos. Já o padrão circular é o que provoca o menor deslocamento linear do ombro, fazendo com que esse padrão seja o mais adequado para preservar as estruturas ósseas musculares da região cervical.

QUADRO 5.6 – Deslocamentos Lineares dos Padrões Clássicos de Propulsão

DESLOCAMENTOS LINEARES (X; Y) DURANTE A FASE DE IMPULSO E DE RECUPERAÇÃO.							
ARCO							
	Desloc. Fase Impulso (mm)		$x \cong 400$	$y \cong 90$	Desloc. Fase Impulso (mm)		$x \cong 480$
LAÇO							
	Desloc. Fase Impulso (mm)		$x \cong 460$	$y \cong 100$	Desloc. Fase Impulso (mm)		$x \cong 510$

Fonte: Kwarciak *et al.* (2009)

No estudo Kwarciak *et al.* (2009), o padrão de propulsão no formato de laço apresentou, no plano sagital, um deslocamento linear de aproximadamente 460 milímetros, enquanto que, no padrão oito, essa distância horizontal foi de 510 milímetros. Esse aumento de 50 milímetros para o padrão oito deve-se à retomada da pega que faz com que a mão do sujeito anteceda a linha do ombro, favorecendo a fase propulsiva; por outro lado, compromete a região dos ombros que atinge uma amplitude linear de 180 milímetros.

Considerando as amplitudes lineares das cinemáticas dos movimentos, no plano cartesiano (x; y) do QUADRO 5.6, pode-se afirmar que o padrão de propulsão no formato de arco apresenta ser o mais ineficaz, seguido pelo padrão oito, laço e circular, confirmando a avaliação de Boninger *et al.* (2002) que apontou que o padrão circular, entre os demais, é o mais adequado, por provocar menos toques das mãos no aro e exigir menos força, conforme os estudos de Roche *et al.* (2007).

Por fim, defende-se que o estudo aprofundado dos padrões fundamentais do movimento de propulsão das cadeiras de rodas fornecerá dados significativos para o desenvolvimento do Design Centrado no Usuário (DCU). Aros propulsivos e/ou sistema de apoio para o corpo, quando desenvolvidos com base nesses parâmetros serão mais coerentes com as características físicas dos sujeitos, podendo minimizar os danos à saúde e, conseqüentemente, garantir maior mobilidade e qualidade de vida aos usuários desses objetos.

5.4 BIOMECÂNICA DA PROPULSÃO

A biomecânica é uma ciência dedicada ao estudo dos sistemas biológicos de uma perspectiva mecânica; ou seja, o campo estuda os aspectos anatômicos e funcionais dos organismos vivos (HALL, 2000, p.2). No manuseio de uma cadeira de rodas manual, a biomecânica dos membros superiores e do tronco é modificada pelos diferentes padrões de movimento da propulsão e pela morfologia da cadeira.

Para Silva (2009, p.24), é necessária uma análise da biomecânica das articulações dos membros superiores (ombro, cotovelo, punho) e, também, do tronco, para entender o manuseio da cadeira de rodas providas de aros propulsores, pois, esses elementos incidem diretamente no desempenho e na qualidade do deslocamento.

As cadeiras de rodas providas de aros propulsores são equipamentos direcionados para a autonomia das pessoas com restrições na deambulação e que apresentam condições físicas para autopropulsionar o equipamento para frente e para trás. Segundo Freitas (1997) *apud* Teixeira e Ribeiro (2006, p.36), os tetraplégicos, por exemplo, não conseguem fazer a preensão completa dos dedos, nos aros de propulsão, em função da lesão neurológica; apenas será realizado o contato das mãos.

O subcapítulo traz outros exemplos de limitações, que foram dissociados no estudo da biomecânica do ombro, cotovelo, punho, mão e tronco; neste último, especialmente, da coluna vertebral. Essas informações possibilitaram compreender os movimentos da propulsão da cadeira de rodas do ponto de vista anatômico, nos diferentes planos de referência do corpo.

Procurou-se ilustrar esses tópicos para orientar o leitor não iniciado a compreender melhor como se dão os movimentos biomecânicos da propulsão da cadeira de rodas; porém, para melhor compreensão do assunto, alguns termos específicos devem ser consultados em dicionários de anatomia.

5.4.1 Estrutura do Ombro

Lippert⁴⁷ (2003) *apud* Pacheco (2010) descreve o ombro como sendo uma articulação tipo esferóide, possuindo movimentos nos três planos: sagital, frontal e transverso. Fazem parte dessa articulação esferoidal os ossos (úmero, escápula e clavícula), quatro articulações (esternoclavicular, acromioclavicular e glenoumeral e a escapulotorácica), os ligamentos que dão estabilidade, e dezesseis músculos envolvidos com o complexo do ombro (FIGURA 5.3).

O complexo do ombro possui quatro grupos de movimento, segundo Hamill e Knetzen (2008). Os autores relatam que, no plano sagital, os movimentos são: flexão, extensão e hiperextensão; enquanto que no plano frontal: abdução e adução; e no plano transverso: rotação medial e rotação lateral; abdução horizontal e adução horizontal e circundação.

FIGURA 5.3 – Estruturas ósseas articulares e ligamentos do ombro.

⁴⁷ LIPPERT, L. S. **Cinesiologia clínica para fisioterapeutas**. 3ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

5.4.1.1 Articulação Esternoclavicular

A articulação esternoclavicular é a que conecta o membro superior ao esqueleto axial, especificamente a extremidade esternal com o manúbrio do esterno. É uma articulação tipo selar, com três graus de liberdade; existe um disco entre as duas superfícies ósseas e a cápsula é mais espessa anteriormente que posteriormente (PACHECO, 2010).

O disco separa o esterno da clavícula e aumenta a estabilidade. Os ligamentos dessa articulação são: o esternoclavicular anterior e esternoclavicular posterior, que suportam a articulação anteriormente; o costoclavicular e o interclavicular, que limitam a elevação e o abaixamento excessivo, respectivamente. Essa articulação possui os movimentos de elevação, depressão, protração, retração e rotação.

A elevação da articulação esternoclavicular é de aproximadamente 55 graus; a maior parte do movimento ocorrendo nos primeiros 90 graus de elevação do braço, a depressão é de aproximadamente 5 graus. Esta articulação localiza-se no sentido medial da clavícula, com a parte convexa na direção superior para inferior e côncava na direção anterior para posterior.

A artrocinemática diz que a parte côncava movimenta-se no sentido do movimento e a parte convexa, no sentido oposto ao movimento, conforme QUADRO 5.7 abaixo:

QUADRO 5.7 - Movimentos da Clavícula

Movimentos Fisiológicos	Descrição do Movimento	Direção do Deslizamento
Elevação	Movimento da clavícula para cima.	Inferior
Depressão	Movimento da clavícula para baixo.	Superior
Protração	Movimento da clavícula para frente, em um plano horizontal.	Anterior
Retração	Movimento da clavícula para trás, num plano horizontal.	Posterior
Rotação	A face anterior da clavícula desvia-se para o lado, ocorre no plano horizontal em torno do eixo longitudinal.	Espiral

Fonte: Adaptado de PACHECO (2010, p.2)

Os movimentos da clavícula são em decorrência dos movimentos escapulares de: elevação, depressão, protração e retração, respectivamente. A rotação da clavícula ocorre quando o úmero é elevado e a escápula roda para cima. Isoladamente, não se obtém esse movimento de forma voluntária.

A partir da posição em repouso, a protração da articulação esterno clavicular é de aproximadamente 30 graus e a retração também de 30 graus. A rotação é de aproximadamente 45 graus, ocorrendo após o ombro ser abduzido ou fletido a 90 graus e é, também, indispensável para rotação da escápula para cima (SMITH *et al.*, 1997; SOUZA 2001; MAGEE, 2005).

5.4.1.2 Articulação Acromioclavicular

Na revisão realizada por Pacheco (2010), o autor define a articulação acromioclavicular como uma articulação artrodial, envolvendo a extremidade acromial da clavícula e o acrômio. Esta articulação possui três liberdades de movimento, e é nesta articulação que se concentra a maioria dos movimentos da escápula. A estabilidade é conferida pelos ligamentos acromioclavicular, coracoclavicular, com a sua divisão em: trapezóide e conóide.

Hamill e Knutzen (2008) *apud* Pacheco (2010) orientam que a articulação acromioclavicular realiza um movimento de rotação, desencadeada pela tensão do ligamento coracoclavicular. À medida que a escápula roda lateralmente na abdução do braço, realiza uma rotação para cima e para baixo de aproximadamente, 60 graus. Realiza, também, os movimentos de protração e retração, com aproximadamente 30 a 50 graus, e movimentos para cima e para baixo, ou elevação e depressão, de aproximadamente 30 graus.

5.4.1.3 Articulação Escapulotorácica

A escápula faz contato com o tórax por meio da articulação escapulotorácica. Está aderida a dois músculos, o serrátil anterior e o subescapular. Movimenta-se sobre o tórax, como consequência de ações nas articulações acromioclavicular e esternoclavicular. Isso resulta numa amplitude de movimento para a articulação escapulotorácica de, aproximadamente, 60 para 180 graus de abdução ou flexão (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

5.4.1.2 Articulação Glenoumeral

A articulação glenoumeral é formada pela cabeça do úmero e a cavidade glenóide. É uma articulação sinovial, tipo esferoide (bola e soquete), possui quatro graus de liberdade e pouca estabilidade óssea; sua estabilização é dependente de ações musculares.

A diferença entre o tamanho da cabeça do úmero e da cavidade glenóide torna o contato das superfícies articulares assimétricas. Somente uma parte da cabeça do úmero encontra-se em contato com a cavidade glenóide.

Segundo o descritivo da artrologia, o lábio glenoidal é um anel formado por fibrocartilagem que circunda a cavidade glenóide, com a função de aprofundar, dando maior espaço articular e estabilização para os movimentos do braço. A cápsula está presente na margem da cavidade glenóide e no colo anatômico do úmero são constituídas externamente por membrana fibrosa e internamente por membrana sinovial.

Pacheco (2010) aponta que com o braço em posição neutra, ao lado do corpo, a parte superior da cápsula fica esticada e a parte inferior fica relaxada. Na abdução, acontece o oposto, a cápsula fixa a articulação glenoumeral reforçada por ligamentos. O ligamento coracoumeral reforça a parte superior da cápsula articular.

Os ligamentos glenoumerais reforçam a cápsula anteriormente e pelo músculo subescapular, este, sendo o principal estabilizador dinâmico da articulação glenoumeral. Lateralmente a cabeça do úmero é rodeada por duas camadas musculares, uma profunda e a outra superficial.

A camada profunda é constituída pelo manguito rotador (supraespinhoso, infraespinhoso, redondo menor e subescapular), além do tendão da porção longa do bíceps braquial, que envolvem a cápsula. Na articulação glenoumeral, a parte côncava é representada pela cavidade glenóide, enquanto a convexa é pela cabeça do úmero; somente uma pequena parte desta fica em contato com a cavidade glenóide, favorecendo grandes amplitudes de movimento e instabilidade.

Pacheco (2010) descreve que o manguito roteador é formado por quatro músculos, a função principal desses músculos é manter a cabeça do úmero na cavidade glenóide quando o úmero se movimenta garantindo a estabilização da articulação do ombro.

A artrocinemática explica que a parte côncava movimenta-se no sentido do movimento realizado pelo úmero, e a convexa movimenta-se no sentido oposto ao do úmero, conforme o QUADRO 5.8 a seguir:

QUADRO 5.8 - Movimentos do Úmero

Movimentos Fisiológicos	Descrição do Movimento	Direção do Deslizamento
Flexão	Aproximação do segmento mobilizado ao plano coronal.	Posterior
Extensão	Afastamento do segmento mobilizado do plano coronal.	Anterior
Abdução	Afastamento do segmento mobilizado do plano sagital.	Inferior
Adução	Aproximação do segmento mobilizado do plano sagital.	Superior
Rotação Interna	São movimentos que se efetuam, dentro do plano horizontal, à volta de um eixo vertical, perpendicular ao plano horizontal.	Posterior
Rotação Externa		Anterior
Abdução Horizontal	Afastamento do segmento mobilizado do plano sagital	Anterior
Adução Horizontal	Aproximação do segmento mobilizado do plano sagital.	Posterior

Fonte: Adaptado de PACHECO (2010, p.3)

O autor ainda aponta, que força e a destreza dos membros superiores dependem da estabilização da escápula contra o tronco, que é realizada pelos músculos: trapézio, rombóides, elevador de escápula e serrátil anterior, os quais estão contrapondo à ação da gravidade.

5.4.1.3 Biomecânica da Articulação Glenoumeral na Propulsão

O comportamento da articulação glenoumeral, na propulsão da cadeira de rodas, consiste em movimentos combinados e alternados. O tamanho da cabeça e da cavidade glenóide deve ser levada em consideração, além do músculo deltóide que, ao início da elevação do braço, possui uma tração vertical, puxando a cabeça do úmero para cima, colidindo com o arco coraacromial e entrando em contato com o acrômio.

Devido a esse comportamento, é difícil realizar grandes amplitudes de movimento. O que torna possível alcançar maiores amplitudes são as ações do manguito rotador e dos movimentos artrocinemáticos.

O QUADRO 5.9, a seguir, é um resumo em cinco tópicos dos levantamentos realizados por Silva (2009), sobre o comportamento dessa articulação, na propulsão da cadeira de rodas.

QUADRO 5.9 – Biomecânica da Articulação Glenoumeral na Propulsão

ARTICULAÇÃO GLENOUMERAL

BONINGER⁴⁸ *et al.* (1998); VEEGER⁴⁹ *et al.* (1998); VANLANDEWIJCK⁵⁰ *et al.* (1994); NEWSAM⁵¹ *et al.* (1999); COOPER⁵² (1998).

1. Os movimentos na fase inicial do impulso da cadeira de rodas são combinados e alternados, os movimentos do plano frontal são devido à restrição das mãos ao longo da trajetória que está fixa no aro de propulsão.

- Flexão (Plano Sagital) + Abdução (Plano Frontal);
- Flexão (Plano Sagital) + Adução (Plano Frontal).

2. Durante a fase de impulso ocorre a rotação interna da articulação glenoumeral no plano frontal que leva a um movimento aparentemente para fora da articulação úmero-radial visível como a abdução da articulação glenoumeral, devido a restrição da mão que está em contato com o aro de propulsão.

3. A resistência à flexão do tronco (rampas) e o contato inicial das mãos (sair da inércia) podem induzir a rotação interna da articulação glenoumeral e uma contração excêntrica dos rotadores externos. A condição repetitiva dessas restrições são fatores de risco para o rompimento do tendão do supraespinhoso.

4. Características do movimento da articulação glenoumeral:

- Baixa velocidade 1,3 m/seg.;
- Amplitude articular (flexão/extensão): -64° a +11° (Plano Sagital);
- Amplitude articular (abdução/adução): 21° a 47° (Plano Frontal);
- Rotação (Interno-externa): 54° a 91°.

5. A biomecânica do ombro não depende da habilidade funcional do indivíduo.

Fonte: Adaptado de SILVA (2009, p.26-32)

⁴⁸ BONINGER, M.L.; COOPER, R. A.; SHIMADA, S. D.; [et al.] Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. **Spinal Cord**. Sep: 36: 418-26, 1998.

⁴⁹ VEEGER, H. E. J.; WOUDE, L. H. V. van der; ROZENDAL, R. H. Wheelchair propulsion technique at different speeds. **Scan Journal Rehabilitation Med**. 21: 197-203, 1998.

⁵⁰ VANLANDEWIJCK, Y. C.; SPAEPEN, A. J.; LYSSENS, R. J. Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. **Med and Science in Sports and Exercise**. 26: 1273-81, 1994.

⁵¹ NEWSAM, C. J.; RAO, S. S.; MULROY, S. J.; [et al.] Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. **Gait Posture**. 10: 223-32, 1999.

⁵² COOPER, R. A. A system approach to the modeling of racing wheelchair propulsion. **J. Rehabil Res Dev**. 27 (2): 151-62, 1998.

5.4.2 Estrutura do Cotovelo

O cotovelo engloba três articulações: a umeroulnar, a umerorradial e a radioulnar proximal. Segundo Hall (2000, p.147), todas essas articulações estão incorporadas na mesma capsula articular, protegida por ligamentos colaterais radiais e ulnares anteriores e posteriores, conforme ilustrado pela FIGURA 5.4 a seguir.

FIGURA 5.4 – Vista frontal e posterior das estruturas do cotovelo.

5.4.2.1 Articulação Umeroulnar, Umerorradial e Radioulnar Proximal

Ainda segundo a autora, a articulação umeroulnar trata de uma articulação em forma de dobradiça, onde a tróclea ovular do úmero se articula com uma estrutura de encaixe recíproco, a fossa troclear da ulna. Os movimentos básicos dessa articulação são a flexão e extensão e alguns indivíduos são capazes de realizar um pequeno grau de hiperextensão.

A articulação umerorradial ocupa uma posição imediatamente lateral, a articulação umeroulnar, sendo formada pelo epicôndilo esférico do úmero e a extremidade proximal do rádio (HALL, 2000).

Hall (2000) e Kumar (2008) apontam que a articulação umerorradial é do tipo deslizante, enquanto a articulação umeroulnar restringe o movimento no plano sagital. A posição de coaptação fechada é observada com cotovelo em 90 graus de flexão e o antebraço em cerca de cinco graus de supinação.

A articulação radioulnar proximal é formada pelo ligamento anular que une a cabeça do rádio à chanfradura radial da ulna; trata-se de uma articulação pivô, com a pronação e supinação do antebraço, ocorrendo quando o rádio gira medial e lateralmente sobre a ulna. A posição trancada é observada a cinco graus de supinação do antebraço.

5.4.2.2 Movimentos no Cotovelo

Os principais movimentos do cotovelo são: flexão, extensão, pronação e supinação. O músculo branquial, bíceps branquial e o branquiorradial contribuem na flexão do cotovelo, sendo o branquial o principal flexor do antebraço, quando esse membro se encontra em supinação ou pronação.

O bíceps branquial, com formatos alongados e curtos, inseridos na tuberosidade radial por um único tendão, tem a função na flexão quando o braço está supinado, pois fica ligeiramente distendido. A efetividade do branquiorradial na flexão está quando o antebraço se encontra na posição neutra, devido à posição distal na base do processo estilóide, na parte lateral do rádio.

Os principais extensores do cotovelo são o tríceps e o ancônio. O primeiro se insere no processo olecraneano da ulna, através do tendão distal comum, que fica próximo do eixo de rotação do cotovelo, enquanto que o segundo está na superfície posterior do epicôndilo lateral do úmero ao olecrânio lateral, e face posterior da ulna proximal que, também, auxilia na extensão.

A pronação e supinação do antebraço envolvem a rotação do rádio ao redor da ulna. Três articulações radioulnares (proximal, média e distal) são responsáveis por estes movimentos. As articulações proximais e distais são do tipo pivô, enquanto a articulação radioulnar média é do tipo sindesmose possui uma membrana de conexão elástica, que gera a supinação e a pronação, mas restringe o deslocamento longitudinal dos ossos.

O quadrado pronador é o principal músculo da pronação, localizado na parte distal da ulna e do rádio. Nas situações em que a pronação sofre resistência, ou é rápida, o músculo redondo pronador auxilia.

No movimento de supinação, o principal músculo é o supinador, localizado no epicôndilo lateral do úmero e no terço proximal lateral do rádio. A artrocinemática ocorre quando o cotovelo se encontra em flexão, a tensão no supinador diminui e o

bíceps ajuda na supinação. Quando o cotovelo é flexionado a 90 graus ou menos, o bíceps fica posicionado de forma a funcionar como um supinador.

No QUADRO 5.10, a seguir, um resumo dos principais músculos do cotovelo, localização e respectivos movimentos.

QUADRO 5.10 – Principais Músculos e Movimentos do Cotovelo

MUSCULO	INSERÇÃO PROXIMAL	INSERÇÃO DISTAL	MOVIMENTOS
Bíceps Branquial (<i>Porção longa</i>)	Reborda superior da cavidade glenóideia	Tuberosidade do rádio	Flexão / Supinação
Bíceps Branquial (<i>Porção curta</i>)	Processo coracóide da escápula		
Branquiorradial	Dois terços superiores da crista supracondiliana lateral do úmero	Processo estilóide do rádio	Flexão
Branquial	Metade anterior e inferior do úmero	Processo coronóide anterior da ulna	
Redondo Pronador (<i>Porção Umeral</i>)	Epicôndilo medial do úmero	Parte média da face lateral do rádio	Ajuda na Flexão / Supinação
Redondo Pronador (<i>Porção Ulnar</i>)	Processo coronóide da ulna		
Quadrado Pronador	Quarta parte inferior da ulna anterior	Quarta parte inferior do rádio anterior	Pronação
Tríceps Branquial (<i>Porção longa</i>)	Logo abaixo da cavidade glenoideia	Processo olecraniano da ulna	Extensão
Tríceps Branquial (<i>Porção Lateral</i>)	Metade superior do úmero posterior		
Tríceps Branquial (<i>Porção medial</i>)	Dois terços inferiores do úmero posterior	Processo olecraniano da ulna posterior	
Ancônio	Epicôndilo pósterio-lateral do úmero	Olecrânio lateral e ulna posterior	Ajuda na Extensão
Supinador	Epicôndilo lateral do úmero e ulna adjacente	Terço superior e lateral do rádio.	Supinação

Fonte: HALL (2000, p.150)

5.4.2.3 As Principais Lesões no Cotovelo

O cotovelo é a segunda articulação que mais sofre lesões, muitas vezes provocadas pelo uso excessivo ou por movimentos repetitivos; geralmente, essas lesões são progressivas, iniciam-se com a inflamação e tumefação, passando para a fibrose dos tecidos moles e, se não tratado, haverá a ossificação dos ligamentos.

A tendinite é a mais recorrente e interfere na propulsão da cadeira de rodas. Trata-se de uma inflamação nos tendões do cotovelo, provoca muita dor, impossibilitando a propulsão; também, provoca a hipersensibilidade a toques, na região do cotovelo. As causas são tensões ou excessos de movimentos realizados pelos músculos ou ligamentos do cotovelo.

Garcia Jr. (2013) descreve sobre 12 tipos de patologias do cotovelo. Qualquer uma dessas patologias comprometem a eficiência da propulsão da cadeira de rodas, levando a inatividade do uso, ou provocando riscos acidentários. As cadeiras de rodas de propulsão manual disponíveis no mercado não atendem as particularidades de nenhuma dessas patologias.

A rigidez do cotovelo, por exemplo, provocado pela hipertrofia cápsulo-ligamentar, pelas deformidades ósseas e pela presença de osteofitoses, trata da limitação do arco funcional do cotovelo, ou seja, a articulação executa ângulos menores de 30 a 130 graus. Vale destacar que, mesmo após procedimentos cirúrgicos e fisioterapêuticos, o ganho do arco funcional do cotovelo fica em torno de 40 a 50 graus.

A hiperextensão forçada do cotovelo, segundo Hall (2000, p.153), pode provocar a ruptura (entorse) do ligamento colateral ulnar. Esse processo é causado pelo deslocamento posterior do coronóide da ulna, em relação à tróclea do úmero. Já a hiperextensão contínua pode provocar luxações, que são deslocamentos repentinos e duradouros, parciais ou completos de um ou mais ossos de uma articulação.

Nesta tese, não iremos descrever todas as patologias do cotovelo; porém, essa busca deve ser feita pelo projetista de cadeira de rodas para que o produto, de fato, atenda às particularidades dos usuários e, principalmente, promova a manutenção e reabilitação da saúde.

5.4.2.1 Biomecânica do Cotovelo na Propulsão

A revisão sobre a estrutura, movimentos e patologias do cotovelo possibilita entender com mais propriedade as particularidades da biomecânica do cotovelo na propulsão. Essas particularidades foram levantadas por Silva (2009). O QUADRO 5.11, a seguir, traz seis tópicos sobre esses levantamentos.

QUADRO 5.11 – Biomecânica da Articulação do Cotovelo

ARTICULAÇÃO DO COTOVELO	
VANLANDEWIJCK <i>et al.</i> (1994); BROWN <i>et al.</i> ⁵³ (1990); NEWSAM <i>et al.</i> (1999);	
1. Os movimentos cinemáticos do cotovelo, na propulsão de cadeira de rodas, são de empurrar e puxar, caracterizado pelo movimento alternado de flexão/extensão, o que não implica na produção de força.	
2. Velocidades do cotovelo (Baixa)	
• $v = 1,11$ m/seg → Flexão/Extensão → Após 52,80% do tempo de propulsão; • $v = 2,22$ m/seg → Extensão → Após 33,47% do tempo de propulsão.	
3. Na extensão máxima do cotovelo, a mão não fica livre, devido ao princípio da geometria que descreve a relação entre a velocidade rotacional e translacional do movimento de propulsão.	
4. O término do impulso ocorre antes da máxima extensão do cotovelo, provavelmente, devido à inabilidade para acompanhar a velocidade dos aros da cadeira de rodas.	
5. O ângulo de fechamento do cotovelo aproxima-se da completa extensão; a menos efetiva velocidade rotacional será em termos de translação do ponto final.	
6. O nível de lesão espinal (C6 e C7) entre paraplégicos e tetraplégicos não provoca diferenças significativas à cinemática do cotovelo.	

Fonte: Adaptado de SILVA (2009, p.26-32)

Pode-se inferir que os aros propulsores das atuais cadeiras de rodas manuais não apresentam geometria sintonizada com os movimentos articulares do cotovelo e, embora esses movimentos não impliquem em produção de força para o deslocamento, as restrições provocadas pelas lesões do cotovelo devem ser levadas em consideração no projeto, pois, para o deslocamento da cadeira, irá solicitar um esforço maior dessas articulações.

⁵³ BROWN, D. D.; KNOWLTON, R. G.; HAMILL, J.; [et al.] Physiological and biomechanical differences between wheelchair dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry. **Eur J Appl Phys.** 60: 179-82, 1990.

5.4.3 Estrutura do Punho

O punho é constituído pelas articulações radiocárpica e intercárpica (FIGURA 5.5), sendo que a maior parte dos movimentos dessa articulação ocorre na radiocárpica, que é do tipo condiloide, ou seja, em formato de côndilo, superfície óssea arredondada ou ovoide e lisa.

Na articulação radiocárpica, o rádio se articula com o escafoide, o semiulnar e o piramidal, que permite a movimentação no plano sagital (flexão, extensão e hiperextensão) e no plano frontal (desvio radial e ulnar) e, também, circundação.

A posição trancada (de coaptação fechada) é em extensão com o desvio radial. Um disco cartilaginoso separa a cabeça distal da ulna dos ossos semiulnar, piramidal e do rádio.

FIGURA 5.5 – Estruturas ósseas e musculares da articulação do punho.

5.4.3.1 Movimentos do Punho

Segundo Hall (2000, p.155), o punho realiza movimentos no plano sagital e frontal, assim como de movimentos rotatórios. A flexão, extensão, desvio radial e ulnar e de rotação são os principais movimentos dessa articulação.

Após um amplo levantamento sobre os movimentos do punho, Paschoarelli (2004, p.33) estabeleceu faixas seguras para as amplitudes dos movimentos do punho e antebraços, as quais podem ser consultadas pelo APENDICÊ B, p.476-477.

A FIGURA 5.6 ilustra essas regiões mais e menos confortáveis para a extensão, flexão, desvio ulnar e radial e os movimentos de supinação e pronação.

FIGURA 5.6 – Faixas seguras e críticas dos movimentos e postura do punho e antebraço: (a) flexão e extensão, (b) desvio ulnar e radial e (c) supinação e pronação.

Na flexão, os músculos atuantes são o flexor radial do carpo e o flexor ulnar do carpo e o palmar longo (geralmente ausente). Possuem inserção proximal com o epicôndilo medial do úmero. O músculo flexor superficial e flexor profundo dos dedos também podem ajudar na flexão, quando os dedos estão completamente estendidos. Caso contrário, apresentam insuficiência ativa para esse movimento.

Para a extensão e hiperextensão no punho os músculos extensor longo e curto radial e ulnar do carpo devem contrair-se. Esses músculos começam no epicôndilo lateral do úmero (FIGURA 5.7). Quando os dedos da mão estiverem em flexão, outros músculos posteriores do punho também ajudam na extensão.

FIGURA 5.7 – Músculos extensores do punho, dedos e polegar

O punho também possui o movimento de desvio radial e ulnar e trata da ação dos músculos flexores e extensores. O desvio radial é provocado pela contração dos músculos flexor radial do carpo e os extensores longo e curto radiais do carpo; enquanto que o desvio ulnar é provocado pelo flexor ulnar do carpo e o extensor ulnar do carpo.

5.4.3.2 Biomecânica do Punho na Propulsão

As amplitudes dos movimentos geradas pela propulsão da cadeira de rodas atingem valores extremos, devido à morfologia dos aros propulsores. O uso constante do equipamento acaba comprometendo as estruturas articulares do punho e a qualidade do movimento. Portanto, as amplitudes que extrapolam as faixas seguras propostas por Paschoarelli (2004) devem ser repensadas, do ponto de vista do design ergonômico.

O QUADRO 5.12 a seguir, apresenta alguns tópicos levantados por Silva (2009), sobre a biomecânica da articulação do punho na propulsão da cadeira de rodas.

QUADRO 5.12 – Biomecânica da Articulação Punho

ARTICULAÇÃO DO PUNHO	
RODGERS <i>et al.</i> ⁵⁴ (1994); VEEGER <i>et al.</i> (1998); BONINGER <i>et al.</i> ⁵⁵ (1997)	
1. A biomecânica do punho na propulsão da cadeira de rodas é essencial para pontuar as reais condições que levam à síndrome do túnel do carpo, muito comum nos usuários desse objeto, devido ao caráter repetitivo do movimento.	
2. Mapear a dor sentida pelo usuário de cadeira de rodas no contato dos aros de propulsão e na execução do movimento para frente e para trás da cadeira também ajuda a entender a interface tecnológica cadeira/usuário.	
3. Morfologia da articulação do punho na propulsão:	
• Momento de contato: A mão fica delicadamente estendida, radialmente desviada e supinada. • Após acentuação inicial: a mão muda da posição de extensão para flexão, do desvio radial para ulnar e do movimento de supinação para pronação.	
4. Fase de impulso → o movimento de propulsão é orientado e provoca:	
• Impedimento de variações de técnicas. • Diferenças extremas no ângulo do punho.	
5. As amplitudes extremas da mão para:	
• Extensão → 30° a 39° / Flexão → < 30°. • Desvio ulnar → 20° a 25° / Desvio radial → < 20°.	

Fonte: Adaptado de SILVA (2009, p.26-32).

⁵⁴ RODGERS, M. M. GAYLE, G. W.; FIGONI, S. F.; [et al.] Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. **Arch Phys Med Rehabil.** 75: 85-93, 1994.

⁵⁵ BONINGER, M. L. COOPER, R. A.; ROBERTSON, R. N.; [et al.] Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: and analysis using a local coordinate system. **Arch Phys Med Rehabil.** 78: 364-72. 1997.

Vale ressaltar que esses itens são orientações básicas e devem ser aprimorados para aplicação no design de dispositivo mecânico, como os desenvolvidos por Perlin (2009) e Medola (2010), que trazem contribuições significativas com o intuito de resolver os problemas de dores e aparecimento de lesões dos usuários de cadeira de rodas de propulsão manual.

5.4.4 Estrutura da Mão

A mão possui extensa capacidade de movimentação biomecânica, com variações de força, precisão e velocidade, devido à grande mobilidade dos dedos e da característica do polegar que atua em oposição aos demais. Iida (2005) descreve os manejos como sendo a forma de controle biomecânico e este pode ser fino ou grosseiro. A figura a seguir ilustra os ossos da mão (FIGURA 5.8).

FIGURA 5.8 – Vista posterior dos ossos da mão.

No manejo fino são utilizadas as pontas dos dedos, enquanto que no grosseiro, a região palmar da mão. Taylor⁵⁶ (1954) *apud* Lida (2005) faz uma analogia mecânica para os manejos, que podem ser digital, tenaz, lateral, gancho, esférica e anel.

Na propulsão manual, a forma em anel é a que mais prevalece e as estruturas articulares são a carpo e intermetacárpica, metacarpofalangianas e as interfalangianas.

5.4.4.1 Articulações Carpo e Intermetacárpica, Metacarpofalangianas e Interfalangianas.

A articulação carpometacárpica do polegar, localizada entre o trapézio e o primeiro metacarpo, é uma articulação em sela clássica. As outras articulações carpometacárpicas, em geral, são consideradas deslizantes.

Todas as articulações carpometacárpicas são circundadas por cápsulas articulares, as quais são reforçadas pelos ligamentos carpometacárpicos dorsais, palmares e interósseos. As articulações intercárpicas irregulares compartilham essas cápsulas articulares (HALL, 2000).

As articulações metacarpofalangianas são articulações condiloides entre as cabeças distais arredondadas dos metacarpos e as extremidades côncavas próximas das falanges. Essas articulações formam os nós dos dedos da mão.

Cada articulação é envolta em uma cápsula que é reforçada por ligamentos colaterais. Um ligamento dorsal funde-se também com a articulação metacarpofalangiana do polegar. As posições trancadas das articulações metacarpofalangianas nos dedos e no polegar são a flexão plena e a oposição, respectivamente (HALL, 2000).

Articulações interfalangianas proximais e distais dos dedos, e a única articulação interfalangiana do polegar são todas articulações dobradiças. Uma cápsula articular, enlaçada por ligamentos palmares e colaterais, circunda cada articulação interfalangiana. Essas articulações são mais estáveis na posição trancada de extensão plena (HALL, 2000).

---

⁵⁶ TAYLOR, F. W. **Princípios da administração científica**. São Paulo: Editora Atlas, 1976. 134p.

5.4.4.2 Movimentos da Mão

A articulação carpometacárpica do polegar permite uma grande amplitude de movimento, semelhante àquele de uma articulação esferoidal. A movimentação na segunda, terceira e quarta articulações carpometacárpicas é pequena, em virtude das contenções ligamentares, com uma movimentação ligeiramente maior, sendo permitida na quinta articulação carpometacárpica (HALL, 2000).

Ainda segundo a autora, as articulações metacarpofalangianas dos dedos permitem flexão, extensão, abdução, adução e circundução do segundo e quinto dedos, com a abdução sendo definida como o movimento que se afasta do dedo médio e a adução sendo o movimento na direção do dedo médio. Pelo fato de as superfícies ósseas articulares na articulação metacarpofalangiana do polegar serem relativamente planas, ela funciona mais como uma articulação em dobradiça, tornando possível somente a flexão e extensão.

As articulações interfalangianas permitem a flexão e a extensão e, em alguns indivíduos, uma ligeira hiperextensão. Essas são articulações em dobradiça, clássicas.

Um número relativamente grande de músculos é responsável pelos muitos movimentos precisos realizados pela mão e pelos dedos. Existem nove músculos extrínsecos que cruzam o punho e dez músculos intrínsecos com suas duas inserções distais ao punho.

Os músculos flexores extrínsecos da mão são acima de duas vezes mais poderosos que o mais forte dos músculos extensores extrínsecos. Isso não é de surpreender, levando-se em conta que os músculos flexores da mão são amplamente usados nas atividades diárias, que envolvem movimentos de pressão, de apertar ou de pinçar, enquanto os músculos extensores apenas raramente exercem muita força (HALL, 2000).

O mais poderoso de todos os músculos do punho é o flexor ulnar do carpo. A contração desse músculo movimenta o punho na direção da flexão e do desvio ulnar. O QUADRO 5.13 apresenta os principais músculos e movimentos da mão e dos dedos.

QUADRO 5.13 – Principais Músculos e Movimentos da Mão e dos Dedos

Músculos Extrínsecos				
MÚSCULO	INSERÇÃO PROXIMAL	INSERSÃO DISTAL	MOVIMENTOS	
Polegar	Extensor longo	Metade da face dorsal da ulna.	Face dorsal da falange distal do polegar.	Extensão nas articulações MF; IF do polegar, abdução da mão.
	Extensor curto	Metade da face dorsal do rádio.	Face dorsal da falange proximal do polegar.	
	Flexor longo	Metade da face palmar do rádio.	Face dorsal da falange distal do polegar.	Flexão nas articulações do IF; MF do polegar.
	Flexor Curto	Lado ulnar, primeiro metacarpo.	Base ulnar, palmar da falange proximal.	Flexão e abdução na articulação MF do polegar.
	Abdutor longo	Metade da face dorsal da ulna e do rádio.	Base radial do primeiro metacarpo.	Extensão da articulação CM do polegar. Abdução da mão.
	Abdutor Curto	Trapézio e escafoide.	Base radial da primeira falange do polegar.	Abdução na primeira articulação CM
	Oponente	Trapézio	Lado radial do primeiro metacarpo.	Oposição na articulação CM do polegar
	Adutor	Capitado, extremidade distal do segundo e terceiro metacarpo.	Falange proximal ulnar do polegar.	Adução na articulação CM do polegar.
Dedo Mínimo	Extensor	Tendão proximal do extensor dos dedos	Tendão do extensor dos dedos distal à quinta articulação MF.	Extensão na quinta articulação MF.
	Abdutor	Pisiforme	Base ulnar da falange proximal, quinto dedo.	Abdução e flexão na quinta articulação MF.
	Flexor curto	Hamato		Flexão na quinta articulação MF.
	Oponente		Face ulnar do quinto metacarpo	Oposição na quinta articulação CM.
Outros Dedos	Extensor do Indicador	Parte distal da face dorsal da ulna.	Lado ulnar do tendão extensor dos dedos	Extensão na articulação MF do segundo dedo.
	Extensor dos dedos	Epicôndilo lateral do úmero	Base da segunda e terceira falanges, dedos 2-5	Extensão das articulações MF, IF proximal e distal, dedos 2-5.
	Flexor profundo dos dedos	¾ proximais da ulna	Base da falange distal, dedos 2-5.	Flexão nas articulações IF distal e proximal e nas articulações MF, dedos 2-5 e mão.
	Flexor superficial dos dedos	Epicôndilo medial do úmero	Base da falange média, dedos 2-5.	Flexão nas articulações IF proximal e MF, dedos 2-5 e mão.
Interósseos	Dorsais (quatro músculos)	Lados dos metacarpos, todos os dedos.	Base da falange proximal, todos os dedos.	Abdução na segunda e quarta articulação MF, desvio radial e ulnar da terceira articulação MF, flexão da segunda, terceira e quarta articulações MF.
	Palmares (três músculos)	Segundo, quarto e quinto metacarpos.	Base da falange proximal, dedos 2, 4 e 5.	Adução e flexão nas articulações MF, dedos 2, 4 e 5.
	Lumbricais (quatro músculos)	Tendões do flexor profundo dos dedos, dedos 2-5.	Tendões do extensor dos dedos, dedos 2-5.	Flexão nas articulações MF dos dedos 2-5.

Legenda: a) Siglas: CM (Intermetacarpicas); MF (Metacarpofalagianas); IF (Interfalangianas); b) Identificação dos dedos: Polegar (1); Indicador (2); Médio (3); Anelar (4) e Mínimo (5).

Fonte: HALL (2000, p.160-161)

5.4.4.3 Principais Lesões no Punho e na Mão

A mão é usada quase continuamente nas Atividades da Vida Diária (AVDs). As entorses ou torções do punho são razoavelmente comuns e são ocasionalmente acompanhadas por luxação de um osso do carpo ou do rádio distal.

Certas lesões de mão/punho, em usuários de cadeira de rodas, são características das quedas, ou seja, para se proteger o cadeirante instintivamente projeta a mão/punho hiperestendido em direção ao solo, provocando fraturas dos metacarpos e deformidades do tipo dedo em martelo ou dedo caído, resultado de lesões nas articulações interfalangeanas. As fraturas do escafoide e do semiulnar são relativamente comuns pela mesma razão.

O punho é a articulação mais frequentemente lesada, devido à propulsão manual. São comuns tanto as lesões por uso excessivo, como a doença de Quervains (tendinite do extensor curto do polegar e do abdutor longo do polegar), quanto às lesões relacionadas aos impactos.

Segundo Hall (2000), a síndrome do túnel do carpo é um distúrbio bastante comum que ocorre mais frequentemente em mulheres de meia-idade ou mais idosas. Estudos de Nunes *et al.* (2011), realizado com 28 indivíduos usuários de cadeira de rodas, com idade média de 41,4 anos, revelam uma alta prevalência da síndrome do túnel do carpo.

O túnel do carpo é um tubo que fica entre os ossos do carpo e o retináculo flexor no lado palmar do punho. Qualquer tumefação causada por traumatismo agudo ou crônico, nessa região pode comprimir o nervo mediano que passa através do túnel do carpo, provocando essa síndrome (HALL, 2000).

Segundo Burnham *et al.* (1994), os sintomas ainda incluem dor e dormência ao longo do nervo mediano, função digital desajeitada e, eventualmente, fraqueza e atrofia dos músculos inervados pelo nervo mediano. Determinados padrões de propulsão da cadeira de rodas exigem a flexão forçada e repetida do punho ou a preensão da mão nos aros propulsores, podendo levar ao aparecimento dessa patologia, se não houver proteção para as mãos.

5.4.4.4 Biomecânica da Mão na Propulsão

A função da mão na propulsão manual da cadeira de rodas é fazer o contato do braço com a cadeira de rodas, para que a força gerada pelo indivíduo seja transmitida para as rodas da cadeira e, assim, gere o deslocamento.

Esse tipo de pega é denominado grosseiro, pois toda a palma da mão envolve a geometria do aro de propulsão. No subcapítulo 5.5, abordam-se detalhadamente, as diferentes técnicas de manejo.

Para ilustrar o comportamento biomecânico da mão na propulsão, se o aro for emborrachado, por exemplo, proporciona maior conforto e precisão para a pega; a deformação da borracha aumenta a área de contato da mão (FIGURA 5.9, (a)).

Já para usuários com limitações nas mãos, especificamente, na flexão dos dedos, se o aro for emborrachado, irá proporcionar vantagens e mais segurança para a conexão da mão com o elemento. O emborrachamento dos aros propulsores trará, para a pega, propriedades antiderrapantes, de melhor aderência e de preensão (FIGURA 5.9, (b)).

(a)

(b)

FIGURA 5.9 – Pega em forma de anel, os dedos envolvem o aro de propulsão (a); propulsão com a base posterior da mão, geralmente, tetraplégicos (b).

5.4.5 Estruturas e Movimentos do Tronco

O tronco é formado pela coluna vertebral, pelas costelas e pelo osso esterno. Juntamente com a cabeça, forma o esqueleto axial. Neste trabalho a atenção será para a funcionalidade da coluna vertebral, que interliga as extremidades superiores e inferiores do corpo humano.

A coluna vertebral é composta por 33 ossos que são divididos por regiões (ANEXO C, p.602): cervical (7 vértebras), torácica (12 vértebras), lombar (5 vértebras), sacro (5 vértebras fundidas) e cóccix (4 vértebras fundidas). Também, fazem parte os discos intervertebrais, de estrutura fibrocartilaginosa, que atua como amortecedores e os ligamentos, que sustentam a coluna, oferecendo estabilidade.

As vértebras cervicais são responsáveis pelos movimentos da cabeça, através da articulação das duas primeiras (C1 e C2). A primeira permite a articulação com o crânio, permitindo os movimentos de extensão e flexão, além de suportar seu peso. Já a segunda permite que aconteça o movimento de rotação da cabeça.

As vértebras cervicais (FIGURA 5.10, (a)) possuem forame transverso, processo espinhoso, bifurcado ou bífido e corpo reduzido. A C1 possui o corpo em forma de anel, com tubérculos anterior e posterior, faces articulares lisas na inferior e acidentadas na parte superior, onde aconteça a articulação com os Cêndilos Occipitais. Entretanto, a C2 é a única vértebra que possui uma saliência, chamada de dente, que se articula com o tubérculo anterior da Atlas, realizando o movimento de rotação da cabeça. Esta é a única vértebra cervical a ter processo espinhoso ascendente.

As vértebras torácicas possuem o corpo reforçado e maior do que o das cervicais, articulam com as costelas e, por isso, possuem quatro Fóveas Costais, duas no corpo e duas no Processo Transverso. Seu Processo Espinhoso é mais comprido e inclinado para baixo (FIGURA 5.10, (b)).

As vértebras lombares são as maiores, por sustentarem maior pressão e peso do corpo. Elas possuem o corpo mais volumoso e seu processo espinhoso é reto e curto. Já as vértebras sacrais, posicionadas em tamanho decrescente, são independentes na infância do indivíduo; porém, na fase adulta, apresentam-se fundidas, formando o osso Sacro e não possuem discos intervertebrais (FIGURA 5.10, (c)).

FIGURA 5.10 – Formato das vértebras cervical (a), torácica (b) e lombar (c).

As quatro vértebras coccigianas são fundidas e formam o osso Cóccix (FIGURA 5.11), que se articula com o sacro, através de um disco intervertebral, de formato triangular, de ápice inferior, e dos ligamentos interósseo, sacro-coccígeo anterior, sacro-coccígeo posterior e sacro-coccígeos laterais.

FIGURA 5.11 – Vértebras coccigianas.

A coluna vertebral possibilita a movimentação do corpo nos três planos de movimento (FIGURA 5.12), inclusive movimento de circundação. Vale ressaltar que a movimentação sempre envolve um grande número de segmentos, pois os movimentos intervertebrais são restritos, devido à anatomia óssea de cada vértebra.

FIGURA 5.12 – Planos referenciais do corpo humano.

5.4.5.1 Movimentos da Coluna Vertebral

A amplitude de movimento para flexão/extensão dos segmentos móveis é considerável nas regiões cervical e lombar, atingindo valores representativos de até 17 graus na articulação vertebral C5-C6 e 20 graus em L5-S1. No entanto, na coluna torácica, por causa da orientação das facetas, a amplitude de movimento abarca apenas cerca de 4 graus em T1-T2 e cerca de 10 graus em T11-T12.

É importante não confundir flexão vertebral com flexão do quadril ou inclinação pélvica anterior, apesar de todos os três movimentos ocorrerem durante uma atividade, como tocar os artelhos. A flexão do quadril consiste em rotação do fêmur no plano sagital dirigida, anteriormente, por parte do fêmur com relação à cintura pélvica (ou vice-versa). E a inclinação pélvica anterior é o movimento dirigido anteriormente da espinha ilíaca anterior/posterior, com relação à sínfise púbica. A inclinação pélvica anterior, além de facilitar a flexão do quadril, promove a flexão da coluna vertebral.

A extensão para trás da coluna até além da posição anatômica é denominada hiperextensão. A amplitude de movimento para a hiperextensão vertebral é considerável nas regiões cervical e lombar. A hiperextensão lombar é necessária na execução de muitas habilidades desportivas, incluindo braçadas na natação, os saltos em altura e com vara e numerosas manobras de ginástica. Por exemplo, durante a execução de uma cambalhota de costas a curvatura normalmente presente na região cervical pode aumentar 20 vezes.

O movimento da coluna no plano frontal, afastando-se da posição anatômica, é denominado flexão lateral. A maior amplitude de movimento para a flexão lateral ocorre na região cervical, com aproximadamente 9 a 10 graus de movimento permitindo em C4-C5. Uma flexão lateral ligeiramente menor é possível na região torácica, onde a amplitude de movimento entre vértebras adjacentes é de, aproximadamente, 6 graus, exceto nos seguimentos inferiores, onde a capacidade de flexão lateral pode chegar a cerca de 8 a 9 graus. A flexão lateral da lombar também é da ordem de 6 graus, exceto nas vértebras L5-S1, em que essa flexão é reduzida para, aproximadamente, 3 graus.

A rotação vertebral, no plano transversal, é novamente mais livre na região cervical da coluna, com um deslocamento de até 12 graus em C1-C2. A próxima área mais livre é a região torácica, onde são permitidos cerca de 9 graus de rotação

entre os segmentos móveis superiores. Das vértebras T7-T8 para baixo, a amplitude de capacidade rotacional diminui progressivamente, com apenas cerca de 2 graus de movimento permitido na coluna lombar, em virtude da conexão dos processos articulares nesse nível. No entanto, na articulação lombossacra é permitida uma rotação na ordem de 5 graus. Já que a estrutura da coluna é responsável pelo acoplamento da flexão e rotação, esta é acompanhada por ligeira flexão lateral para o mesmo lado, apesar de esse movimento não ser observado a olho nu.

Segundo Hall (2000), a dor lombossacra é um dos principais problemas médicos e socioeconômicos, que atinge, significativamente, os usuários de cadeira de rodas.

QUADRO 5.14 – Principais Músculos e Movimentos da Coluna Vertebral

MÚSCULO	INSERÇÃO PROXIMAL	INSERÇÃO DISTAL	MOVIMENTOS
Músculo paravertebrais (Reto anterior da cabeça, reto lateral da cabeça, longo da cabeça, longo do pescoço)	Parte anterior do osso occipital e vértebras cervicais	Superfícies anteriores das vértebras cervicais e das três primeiras vértebras torácicas	Flexão, flexão lateral, rotação para o lado oposto.
Reto abdominal	Cartilagem costal das costelas 5-7	Crista do Púbis	Flexão, flexão lateral.
Oblíquo externo	Superfície externa das oito costelas inferiores	Linha branca e a crista ilíaca anterior	Flexão, flexão lateral, rotação para o lado oposto.
Oblíquo interno	Linha branca e as quatro costelas inferiores	Ligamento inguinal, crista ilíaca e fáscia lombossacra.	Flexão, flexão lateral, rotação para o mesmo lado.
Esplênios (Esplênio da cabeça e do pescoço)	Processo mastóide do osso temporal, processos transversos das três primeiras vértebras cervicais.	Metade inferior do ligamento nuchal, processos espinhosos da sétima vértebra cervical e das seis vértebras torácicas superiores.	Extensão, flexão lateral, rotação para o mesmo lado.
Os suboccipitais (Os oblíquos superior e inferior da cabeça; retos posterior maior e menor da cabeça).	Osso occipital, processo transverso da primeira vértebra cervical.	Superfícies posteriores das duas primeiras vértebras cervicais	Extensão, flexão lateral, rotação para o mesmo lado
Eretor da espinha (Espinhal longuíssimo e iliocostal)	Parte inferior do ligamento nuchal, espinha cervical posterior, torácica e lombar, nove costelas inferiores, crista ilíaca, sacro posterior.	Processo mastoide do osso temporal, espinha cervical posterior, torácica e lombar, doze costelas.	Extensão, flexão lateral, rotação para o lado oposto.
Semi-espinhal (da cabeça cervical e torácico)	Osso occipital, processos espinhosos das vértebras torácicas 2-4	Processos transversos das vértebras torácicas e sétima cervical	Extensão, flexão lateral, rotação para o lado oposto
Músculos espinhais profundos (Multífidos, rotadores, interespinhais, intertransversais, elevadores das costelas)	Processos posteriores de todas as vértebras, sacro posterior.	Processos espinhosos e transversos e lâminas das vértebras abaixo daquelas da inserção proximal.	Extensão, flexão lateral, rotação para o lado oposto.
Esternocleidomastóideo	Processo mastoide do osso temporal.	Esterno superior, terço interno da clavícula.	Flexão do pescoço, extensão da cabeça, flexão lateral, rotação para o lado oposto.
Elevador da escápula	Processo transverso das quatro primeiras vértebras cervicais	Borda vertebral da escápula	Flexão lateral
Escalenos (Escaleno anterior, médio e posterior)	Processos transversos das vértebras cervicais	Duas costelas superiores	Flexão, flexão lateral.
Quadrado lombar	Última costela, processos transversos das quatro primeiras vértebras lombares.	Ligamento iliolombar crista ilíaca adjacente	Flexão lateral
Psoas maior	Lados da décima segunda vértebra torácica e de todas as vértebras lombares	Pequeno trocante do fêmur	Flexão

Fonte: HALL (2000, p.212-213)

5.4.5.2 Principais Lesões na Coluna Vertebral

As principais patologias que podem interferir no processo da propulsão manual de uma cadeira de rodas são dores na coluna, cervicalgias, dorsalgias, lombalgias e escolioses.

A Organização Mundial da Saúde (OMS) aponta que 80% das pessoas têm ou terão dores nas costas durante a vida. Essas dores podem ser provocadas por fatores genéticos, sedentarismo, má postura, excesso de peso, trabalhar com trepidação e problemas psicológicos, como o estresse e mau relacionamento interpessoal.

Viel⁵⁷ (2000, p.13), citado por Pequini (2005), afirma que a dor na coluna vertebral é provocada pelos ligamentos e cápsulas articulares que apresentam uma inervação abundante e músculos inervados.

A maior parte dos usuários de cadeira de rodas se queixa de dores na coluna. Entre os fatores de risco apontados, o mais significativo relaciona-se com a má postura da posição sentada. O assento e os demais elementos da cadeira de rodas devem estar antropometricamente adequados. Realizar manutenções periódicas, especialmente no assento, é importante para evitar que as deformações comprometam a postura.

Segundo Pequini (2005), as dores na coluna são mais frequentes entre as pessoas de 25 e 45 anos de idade, em ambos os gêneros; porém, no homem, há maior incidência na região lombar e na mulher na região cervical, caracterizando as cervicalgias. A autora sugere que os produtos que possam proporcionar ou agravar os problemas de dores na coluna têm que ser analisados e modificados.

Cervicalgias são inflamações das vértebras C2 à C7. De acordo com Knoplich (2003, p.124) são caracterizadas quando a dor erradia para a região do ombro, braço e mão, que passa a denominar cervicobraquialgia. Teixeira (2001, p.307) aponta que 55% da população podem sofrer dessa síndrome em algum momento da vida. Desenvolve-se frequentemente em idosos, trabalhadores braçais e indivíduos tensos ou que realizam atividades com posturas inadequadas.

Knoplich⁵⁸ (2003) *apud* Pequini (2005) aponta que as dorsalgias geralmente são ocasionadas pelas posturas inadequadas. Na região torácica por apresentar menor mobilidade, eleva-se a incidência de artroses. É alta a incidência de

---

⁵⁷ VIEL, E; ESNAULT, M. **Lombalgias e cervicalgias da posição sentada**. São Paulo: Manole, 2000.

⁵⁸ KNOPLICH, J. **Enfermidades da coluna vertebral**. E. ed. São Paulo, Robe, 2003.

dorsalgias em usuários de cadeiras de rodas, devido à falta de apoio para a cabeça e a cinemática da propulsão.

As lombalgias são provocadas pela fadiga da musculatura das costas, cujas dores se concentram na região lombar e cintura pélvica. Segundo Lida (2005, p.77), trata-se de uma patologia provocada pelo excesso de tempo na mesma postura, com a cabeça inclinada para frente, configuração comum entre os usuários de cadeira de rodas. Segundo Hall (2000), a dor lombossacra é um dos principais problemas médicos e socioeconômicos.

Nos achados de Pequini (2000), a lombalgia está associada à agressão do nervo raquidiano e que os agentes podem ser um tumor, infecção, inflamação, trauma, ou uma compressão contínua e intermitente do nervo, no nível do orifício de conjugação; e, também, a idade e o grau de curvatura da lordose lombar.

Segundo a autora, à proporção que a idade avança, tem-se observado nas mulheres um aumento da lordose e um volume do abdômen em períodos férteis. Devido aos hormônios, as mulheres apresentam um ângulo da lordose (vértebras L1/L5) maior em relação aos homens.

Embora alguns encostos de cadeira de rodas já apresentem curvatura anatômica para a região lombar, essas variações precisam ser melhor resolvidas para a população brasileira. Devem-se levar em consideração as particularidades étnicas, da idade, do gênero, as patologias e o estado de saúde do indivíduo.

Devido à fragilidade da coluna vertebral, são comuns às deformações dessa estrutura que podem ser congênitas ou adquiridas. A coluna vertebral suporta melhor as forças na direção axial e são suscetíveis às forças perpendiculares ao seu eixo, ou seja, de cisalhamento. As deformações típicas da coluna são a lordose, a cifose e a escoliose.

Conforme já visto anteriormente, a lordose corresponde ao aumento da concavidade posterior da curvatura, na região cervical ou lombar, acompanhado por uma inclinação dos quadris para frente. A cifose trata do aumento da convexidade, acentuando-se a curva para frente, na região torácica, correspondendo ao corcunda. E a escoliose é um desvio lateral da coluna, ou seja, olhando o indivíduo pelo plano frontal ou posterior, pende para um dos lados, para a direita ou para a esquerda. (IIDA, 2005, p.77)

5.4.5.3 Biomecânica do Tronco na Propulsão

O tronco é um coadjuvante do processo de propulsão manual. Alguns autores apontam como sendo o responsável pela geração de força; porém, diante de algumas patologias e morfologias de assento/encosto da cadeira de rodas a postura do tronco se encontra em desvantagem para auxiliar no deslocamento.

A postura sentada provoca na lombar (vértebra L3) uma carga 100% maior em relação à postura em pé. O movimento de flexão do tronco na propulsão da cadeira de rodas aumenta esse índice, ainda mais pela compressão do disco intervertebral, podendo gerar o aparecimento das hérnias discais.

SILVA (2009) estudou comportamento biomecânico do tronco na propulsão manual e o QUADRO 5.11 a seguir, traz um resumo desse estudo.

QUADRO 5.15 – Biomecânica do Tronco

TRONCO
VANLANDEWIJCK <i>et al.</i> (1994; 1995; 1996); WOUDE <i>et al.</i> ⁵⁹ (1988)
1. O movimento do tronco na propulsão da cadeira de rodas pode ser o mais importante gerador de força e um inibidor da fadiga em condições de aceleração rápida partindo do repouso ou para vencer curtas distâncias.
2. As variáveis que interferem no movimento do tronco na propulsão são a resistência do ar e sua posição na cadeira de rodas. Nos esportes o movimento do tronco é determinante na identificação do potencial funcional do atleta.
3. Na fase final do movimento de propulsão (40 atletas cadeirantes) → O tronco mudava de flexão para extensão quando a velocidade da cadeira foi aumentada de 1,11 para 2,22 m/seg.
4. Atletas com potencial funcional para inclinar o tronco não utilizaram essa vantagem da mudança do padrão do movimento; isso significa que a velocidade 2,22 m/seg. foi insuficiente para provocar o envolvimento do tronco.
5. Amplitude angular do tronco no plano sagital: • Cota entre uma linha vertical passando pelo eixo do aro da cadeira de rodas e uma linha estabelecida do acrômio do indivíduo.   • Os pontos de referências para a medição são o trocanter maior ou articulação coxofemoral acima do eixo do aro e os níveis dos processos espinhosos da sétima vértebra cervical para baixo.   • Os movimentos dos acrômios deverão ser interpretados com a devida cautela, pois eles poderiam representar a flexão e extensão do tronco bem como a retração e protrusão dos ombros.

Fonte: Adaptado de SILVA (2009, p.26-32).

⁵⁹ WOUDE, L. H. V. van der; VEEGER, H. E. J.; ROZENDAL, R. H. [et al.] Seat height in handrim wheelchair propulsion. **J. Rehabil Res Dev.** 23 (4): 31-50, 1988.

5.5 TÉCNICAS DE MANEJO EM CADEIRAS DE RODAS

lida (2005, p.223) caracteriza o manejo como sendo a transmissão de energia sob a forma de forças e movimentos musculares do homem para a máquina. E, para reduzir os erros, a fadiga e os riscos acidentários deve haver uma boa adaptação, ou seja, uma boa pega.

A pega trata de movimentos variados e simultâneos dos dedos e da mão em direção ao objeto, ou seja, é o ato físico de agarrar e/ou segurar com as mãos até atingir o envolvimento postural anatômico no objeto. A pega pode ser geométrica ou antropomorfa.

- **Pega Geométrica:** é aquela que se assemelha a uma figura geométrica regular, como: cilindros, esferas, ou seja, é diferente da anatomia humana e apresenta pouca superfície de contato com as mãos. Os aros propulsores tubulares (cilíndricos) são exemplos de pegas geométricas;
- **Pega Antropomorfa:** possui um desenho arredondado que acompanha a anatomia do corpo humano. No caso de aros propulsores o modelo desenvolvido por Medola⁶⁰ é um exemplo de pega antropomorfa. (Adaptado: IIDA, 2005, p.247)

Conforme já estudado no subcapítulo 5.4.4, a mão humana trata da parte terminal do braço e possui uma estrutura esquelética de 27 ossos, sendo oito no carpo ou pulso, cinco no metacarpo ou palma e 14 ossos digitais ou falanges. A ação dessas estruturas ósseas, juntamente com as musculares, é que irá transmitir a força de propulsão para a cadeira de rodas.

Souza (2011, p.89) afirma que, para um bom manejo da cadeira de rodas, exige-se um elevado grau de capacidade técnica, de condicionamento físico equivalente e de uma cadeira de rodas de qualidade e com medidas adequadas à antropometria do usuário.

Esses fatores são essenciais para realizar o manejo da cadeira de rodas diante das Atividades da Vida Diária (AVDs). Estudos comprovam que padrões morfológicos simples garantem precisão e confiabilidade de uso. Portanto, a eficiência e eficácia do manejo de uma cadeira dependem dessas características.

---

⁶⁰ Modelo de aro de propulsão ergonômico, consultar a página 151, FIGURA 3.13 que mostra um segmento do aro de propulsão ergonômico desenvolvido por Medola (2010) e a FIGURA 3.14 que traz o encaixe da mão no aro de propulsão ergonômico.

Um estudo realizado com 700 usuários de cadeira de rodas, na Escócia, revelou que a dificuldade na propulsão está relacionada com as disfunções dos membros superiores e, principalmente, pela dificuldade de manuseio dos dispositivos, como freios, rodízios e aros de propulsão (FINLEY *et al.*, 2004 *apud* CARRIEL, 2007).

Diante disso, os autores estabeleceram algumas angulações biomecânicas seguras para a propulsão da cadeira de rodas (QUADRO C1, APÊNDICE C, p.478). Essas angulações levam em consideração se o usuário possui ou não disfunções nos membros superiores.

Os autores, também, encontraram diferenças significativas entre as amplitudes de extensão do pulso, flexão, adução e abdução do ombro. Para sujeitos sem disfunção nos membros superiores, a angulação segura foi de aproximadamente 36 graus, enquanto que para os com disfunções foi de 26 graus.

Outra parte do estudo realizado por Finley *et al.* (2004) e citado por Carriel (2007) possibilitou estabelecer amplitudes seguras para a realização dos movimentos de contato e liberação dos aros de propulsão da cadeira de rodas de forma segura prevenindo contra as quedas (QUADRO C2, APÊNDICE C, p.478).

Segundo dados do Instituto Joanna Briggs (1998), as principais incidências de quedas com cadeiras de rodas em hospitais estão associadas à atividade de sentar-se; porém, outros fatores de risco, como fraqueza, mobilidade reduzida ou falta de coordenação na atividade de propulsão, também, podem provocar quedas.

Portanto, para reduzir as quedas dos usuários em cadeiras de rodas é preciso estabelecer um programa de intervenção múltipla para prevenção. Para isso é preciso avaliar os diagnósticos desses indivíduos e promover atividades de orientação aos usuários de cadeira de rodas no manejo correto desse equipamento; reconhecer os riscos do ambiente para garantir a mobilidade.

5.5.1 Técnicas de Proteção para Quedas

Quanto mais adaptadas estiverem à cadeira de rodas, as características antropométricas do indivíduo, menor será o risco de quedas. Durante as Atividades da Vida Diária (AVDs), os cadeirantes passam por situações de desequilíbrio ou tombos em suas cadeiras de rodas; portanto, é fundamental aprender algumas técnicas para proteção.

Essas técnicas são bastante utilizadas pelos atletas de basquetebol em cadeira de rodas. Freitas (1997) sugere, como processo de aprendizagem da técnica que o indivíduo comece com a cadeira de rodas parada, seguindo os passos apresentados pelos tópicos a seguir:

- Desequilibrar para trás com um dos braços estendidos por trás do encosto da cadeira, o mais próximo possível desta, enquanto que o outro braço sustenta a cadeira de rodas, evitando que ela deslize para frente, segurando o aro de propulsão;
- Nesta posição as rodas frontais (rodízios) perdem o contato com o solo e o usuário tem a sensação de que está caindo de costas e tem de proteger a cabeça e o corpo;
- Se o usuário não tiver força para desequilibrar a cadeira de rodas, um terceiro poderá ajudá-lo, segurando na parte superior do encosto ou nos pegadores e trazê-lo em direção ao seu encontro e para baixo, empinando ligeiramente a cadeira;
- Para voltar à posição sentada, deve-se realizar um movimento simultâneo do empurrão do braço contra o solo e do puxão do aro propulsor para trás, jogando o corpo para cima e para frente. (FREITAS, 1997 *apud* TEIXEIRA; RIBEIRO, 2006).

Mesmo esta técnica sendo realizada com a cadeira de rodas parada, necessariamente deve ser realizada, juntamente com o auxílio do fisioterapeuta, educador físico e/ou cuidador, para que os riscos acidentários sejam minimizados. É importante experimentar esses movimentos para que o sujeito, em momentos de imprevistos, não sofram traumas físicos e psicológicos.

A técnica também auxilia os usuários a conhecerem a importância dos dispositivos antitombo e de como se proteger em uma situação de risco. Segundo Costa (2013, p.7), os principais erros são o braço de proteção muito afastado do encosto; na queda, flexionar o braço de proteção, fato que limita a força de sustentar o corpo; não segurar com o outro braço o aro de propulsão, evitando o deslizamento da cadeira; e, no momento da queda, extensão total dos dois braços.

5.5.2 Deslocamento da Cadeira de Rodas

5.5.2.1 Propulsão para Frente

Para se deslocar com uma cadeira de rodas, é fundamental aprender a propulsionar (empurrar) o equipamento de diferentes formas, com autonomia, segurança e precisão, para que os movimentos sejam harmônicos e exijam o menor gasto calórico possível. Propulsionar para frente é um movimento básico e o mais solicitado nas Atividades da Vida Diária (AVDs) com cadeira de rodas.

Para realizar esse movimento, a pegada é feita somente no aro de propulsão e deverá ser iniciada na altura da linha do quadril, ou seja, na parte superior do aro da cadeira de rodas. Vale destacar que o ponto inicial da pegada nos aros propulsores sofrerá variações conforme o tipo de padrão do movimento.

Freitas (1997) *apud* Teixeira e Ribeiro (2006) orienta que o indivíduo deve iniciar o toque com as mãos simultaneamente e, paralelamente, promover uma propulsão para frente e para baixo, em movimentos contínuos, até a extensão total dos braços. O término desse movimento se dá com a palma das mãos voltadas para baixo, havendo descontração total dos braços e a manutenção do corpo levemente inclinado para frente.

Souza Sobrinho (2011, p.92) acrescenta que as mãos devem permanecer apoiadas nos aros propulsores, enquanto se estendem os cotovelos, formando uma “cadeia fechada”. Segundo o autor, essa cadeia fechada permite que tetraplégicos propulsionem a cadeira de rodas sem ajuda de terceiros, técnica bastante utilizada em coreografias, em dança com cadeira de rodas.

Nos lesionados medulares em nível cervical ou T1, que caracteriza a tetraplegia, os músculos tríceps perdem totalmente sua função. Com essa técnica da cadeia fechada, os músculos deltoide, peitoral menor, ancôneo, e bíceps são capazes de fazer a extensão dos cotovelos, permitindo ao tetraplégico se deslocar sozinho em cadeira de rodas. Conhecendo essa qualidade anatômica dos tetraplégicos, é possível desenvolver dispositivos inteligentes que facilitem esse processo.

O autor ainda aponta que é possível realizar o deslocamento da cadeira de rodas com apenas uma das mãos. Para realizar essa técnica, primeiramente, é preciso posicionar ambas as mãos nos aros propulsores, girar a cadeira um pouco

para um dos lados (para trás) e, com a mão desse lado, seguir tocando para frente. A mão que realiza o movimento de propulsão é posicionada na parte da frente e mais abaixo do aro. Para facilitar esse movimento, o tronco pode ser rotacionado para o lado da mão que fará a propulsão, antecedendo à propulsão propriamente dita (SOUZA SOBRINHO, 2011).

Freitas (1997, p.72) observa que, se o indivíduo não possuir controle do tronco deverá inclinar-se para frente, da forma que conseguir. A velocidade da cadeira deve ser compatível com a velocidade aplicada e que os tetraplégicos não conseguirão realizar a preensão completa dos dedos nos aros propulsores, em função da lesão neurológica. Apenas será realizado o contato das mãos.

Na propulsão manual da cadeira de rodas para frente, alguns cuidados devem ser tomados para evitar lesões adicionais, para garantir melhor dirigibilidade e deslocar por distâncias maiores e com menor cansaço. Os tópicos a seguir são os erros mais comuns nessas situações:

- Não aproveitar o deslize da cadeira após a propulsão, provocando, dessa maneira uma pequena frenagem, todas as vezes que tocar no aro;
- Não executar o toque com as mãos paralelas e simultâneas, aplicando, na maioria das vezes, maior força de um lado do que do outro, provocando a mudança de direção da cadeira;
- Não iniciar ou terminar o toque na altura recomendada, provocando, assim, um número exagerado de toques e, consequentemente, aumentando o gasto de energia;
- Movimentar o tronco durante os toques. (FREITAS, 1997 *apud* TEIXEIRA E RIBEIRO, 2006, p. 36).

Essas informações podem contribuir para uma reflexão projetual da cadeira de rodas de propulsão manual mais assertiva; por exemplo, como seriam os dispositivos mecânicos e/ou eletrônicos para eliminar a frenagem, no momento do toque no aro, para garantir o alinhamento da cadeira e a compensação da propulsão para a frente, diante das limitações físicas dos indivíduos; enfim, o design das cadeiras de rodas manuais necessita dessas inovações para proporcionar mais segurança, conforto e autonomia.

5.5.2.2 Propulsão para Trás

A propulsão para trás segue os mesmos princípios discutidos no tópico anterior e, resumidamente, apresentado pela FIGURA 5.13; porém, neste caso, os movimentos devem ser realizados no sentido contrário.

Bröxkes e Herzog⁶¹ (1993) *apud* Freitas (1997), apontam que o toque deve iniciar na frente da linha do quadril do indivíduo, com extensão total dos braços, percorrendo o aro de propulsão até a altura da linha do quadril. Durante o movimento, o tronco deve ser ligeiramente inclinado para frente e parado (FIGURA 5.14).

FIG. 5.13

FIG. 5.14

FIGURA 5.13 – Movimento de deslocamento para frente; (a) posição da pega inicial e do tronco durante a propulsão, (b) extensão total dos braços.

FIGURA 5.14 – Movimento de deslocamento para trás; (a) posição inicial (b) elevação do tronco para puxar os braços para trás.

Esse movimento inicia-se com os braços totalmente estendidos para frente e as mãos fazendo a pega nos aros propulsores. O corpo deve estar ligeiramente inclinado, no mesmo sentido (Ilustração a); em seguida é realizado o movimento de puxamento dos braços para trás, de forma simétrica, até a altura do quadril e, simultaneamente, ocorre a elevação do tronco (ilustração b).

Teixeira e Ribeiro (2006) alertam para a frenagem neste movimento, que deve ser suave, deixando os aros propulsores deslizarem entre as mãos, que estarão posicionadas à frente do corpo, pois uma parada brusca com as mãos, na altura do quadril, poderá causar o empinamento da cadeira de rodas e, conseqüentemente, desequilíbrio e queda.

⁶¹ BRÖXKES; HERZOG...

5.5.3 Técnicas de Frenagem

Souza Sobrinho (2011) e Teixeira e Ribeiro (2006, p.37) apresentam duas técnicas para a frenagem da cadeira de rodas, ou seja, a frenagem com ambas as mãos de forma simultânea, ou com apenas uma das mãos.

Para frear a cadeira de rodas são utilizados os dedos polegares, indicadores e médios, exercendo pressão gradual sobre os aros propulsores. Vale destacar que, na dança e no basquetebol, a pressão também é exercida sobre os pneus. A pressão é realizada de forma gradual, ou seja, vai aumentando à medida que a cadeira de rodas vai diminuindo a velocidade.

Os autores ainda ressaltam que o tronco deve ser mantido ereto junto ao encosto da cadeira de rodas, do início até o final da frenagem. Esse procedimento evitará quedas, especialmente, se a frenagem for brusca e tratar-se de usuários com amputações na altura ou acima dos joelhos, ou com lesões medulares acima da vértebra T10, devido à Lei da Inércia⁶².

Costa (2013) reporta a esses estudos e reitera que, para realizar uma parada brusca, além dos aros de propulsão, os pneus também devem ser englobados pelas mãos para que a cadeira não deslize ou derrape, quando o coeficiente de atrito do piso for muito pequeno.

A frenagem, com apenas uma das mãos, é fundamental em coreografias de danças com cadeira de rodas, pois permite a execução de figuras com mudanças de pares e direção; neste caso, os movimentos são treinados e precisamente executados. Seguem os mesmos princípios da frenagem com as duas mãos, obviamente que o esforço para a parada da cadeira estará concentrado em apenas um dos braços.

Essa técnica de frenagem deve ser evitada, especialmente, quando as cadeiras de rodas forem muito pesadas, e nas Atividades da Vida Diária (AVDs) para que nenhum dos braços seja demasiadamente solicitado em detrimento do outro. As travas de freios só devem ser acionadas quando a cadeira de rodas estiver totalmente parada, pois, em movimento, pode causar riscos acidentários sérios e projetar o indivíduo para fora.

---

⁶² Com base nas conclusões de Galileu, a Lei da Inércia foi elaborada por Isaac Newton (1643-1727) que diz: “Por inércia, um corpo em repouso tende a continuar em repouso” e “Por inércia, um corpo que está se movendo tende a continuar em movimento”. (RONNEY, 2013)

5.5.4 Iniciar a Propulsão e Mudanças de Direção

Para iniciar a propulsão e vencer a inércia de forma mais fácil, o indivíduo deve postar o quadril para trás e projetar a parte superior do tronco para frente e tocar de forma suave, lenta e simultânea, os aros propulsores para frente. Freitas (1997) *apud* Teixeira e Ribeiro (2006) alerta que esse movimento deve ser realizado vagarosamente por precaução, pois, se o movimento for forte e com velocidade, a cadeira de rodas pode se inclinar para trás, provocando o risco de queda.

A norma ABNT NBR 9050:2004 traz as medidas necessárias para a realização de manobras, exemplifica algumas condições para executar manobras sem deslocamento (FIGURA 5.15).

É fundamental para o usuário de cadeira de rodas de propulsão manual que ele consiga realizar mudanças de direção, pois esses movimentos permitirão sua autonomia no deslocamento.

FIGURA 5.15 – Medidas necessárias para manobras de cadeira de rodas sem deslocamentos: (a) rotação de 90°; b) Rotação de 180° e (c) Rotação de 360°.

Teixeira e Ribeiro (2006) descrevem que, para realizar o movimento de rotação em 90 graus, o usuário deve pressionar, de forma gradativa, o aro de propulsão do lado para o qual deseja realizar o giro, deve-se inclinar ligeiramente o tronco para trás e para o lado do giro; Já para as rotações de 180 e 360 graus, além da pressão no aro propulsor, pode ser necessária uma puxada rápida para trás, obrigando à cadeira a girar mais rapidamente sobre o seu eixo.

Vale ressaltar que para realizar essas manobras, além de conhecer essas técnicas, é importante ter a visão espacial da área onde se quer realizar as

respectivas manobras. Quando as manobras forem realizadas com a cadeira de rodas em movimento, a acessibilidade só será garantida se dimensões mínimas forem consideradas nos projetos arquitetônicos, conforme os exemplos a seguir (FIGURA 5.16):

FIGURA 5.16 – Dimensões arquitetônicas para realização de manobras com cadeira de rodas: (a) manobras em 90° e (b) 180°.

Palmer e Toms (1988) já discutiam que o design da cadeira de rodas deve promover o conforto e a facilidade na manipulação e que esses equipamentos deveriam atender às necessidades de cada indivíduo e nos aspectos únicos de suas incapacidades.

Os autores apontam, por exemplo, que uma cadeira de rodas para uma pessoa com amputação acima do joelho deve ter uma estrutura mais longa para que as rodas posteriores fiquem mais atrás, garantindo, assim, a correção do centro de massa e proporcionando maior estabilidade, prevenindo que a cadeira se incline com facilidade.

Outro exemplo, seria o desenvolvimento de uma cadeira de rodas para pessoas amputadas ou com limitações em um dos membros superiores, com apenas um lado dirigível, ou seja, a cadeira poderia ser impulsionada com apenas uma das mãos, esquerda ou direita. O produto teria dois aros propulsores de um mesmo lado, um para cada roda. Assim, quando o usuário utilizasse os dois aros, a cadeira mover-se-ia em linha reta e, usando-os separadamente, realizaria as respectivas manobras.

5.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste capítulo, foi possível entender que o desenvolvimento motor da pessoa com deficiência depende da aprendizagem, do controle, do desenvolvimento motor e da tecnologia de apoio, neste caso, da cadeira de rodas de propulsão manual.

As cadeiras de rodas e as partes que a compõem são restrições (*constraints*) e, quando essas partes são ineficientes, ampliam-se os riscos acidentários e comprometem o plano de reabilitação da saúde. As restrições provocadas pela cadeira de rodas devem ser localizadas juntamente com os usuários.

Neste estudo foram propostas abordagens específicas para localizar esses problemas avaliando a facilidade de uso dos dispositivos da cadeira, a usabilidade diante das tarefas básicas e desempenho biomecânico, nos diferentes padrões do movimento de propulsão.

Constatou-se que os padrões fundamentais da propulsão se apresentam em quatro fases distintas, ou seja, o contato inicial da mão com o aro de propulsão, a fase propulsiva, a fase de soltura e a fase de recuperação, quando a mão se solta do aro, antes de iniciar um novo ciclo.

Foram estudados quatro cinemáticas da propulsão manual, ou seja, circular, arco, laço e o formato de oito. O padrão circular é o que a literatura aponta como sendo o mais adequado para propulsionar uma cadeira de rodas, por apresentar menos movimentos repetitivos, e vantagem biomecânica, por preservar as estruturas ósseas e musculares da região cervical.

Para entender melhor essa vantagem, buscaram-se na literatura específica as particularidades presentes na biomecânica da propulsão manual. Teoricamente o membro superior foi dividido pelas suas articulações, do ombro, cotovelo, punho e mão e, além do membro superior, estudou-se o comportamento do tronco, no processo da propulsão manual.

Segundo Hall (2000), a biomecânica do ombro é a articulação mais complexa do corpo humano, com quatro articulações diferentes, contribuindo para o movimento. A articulação glenoumeral é do tipo esferoidal, com uma estrutura frouxa, na qual a amplitude de movimento é substancial e a estabilidade é mínima.

A articulação esternoclavicular permite alguns movimentos nos ossos da cintura escapular, da clavícula e da escápula. Os movimentos da cintura escapular contribuem para o posicionamento ideal da articulação glenoumeral, nos diferentes

movimentos do úmero. Pequenos movimentos são proporcionados, também, pelas articulações acromioclavicular e coracoclavicular.

Já a articulação umeroulnar controla a flexão e a extensão do cotovelo. A pronação e a supinação no antebraço ocorrem nas articulações radioulnares proximal e distal.

A estrutura da articulação condiloide, entre o rádio e os três ossos do carpo, controla o movimento do punho. São permitidas a flexão, a extensão, a flexão radial e a flexão ulnar. As articulações da mão, nas quais ocorre a maioria dos movimentos, são: a carpometacárpica do polegar, as metacarpofalangianas e as dobradiças nas articulações interfalangianas.

Neste capítulo, abordaram-se alguns tópicos da biomecânica da propulsão e frente à complexidade da anatomia, da biomecânica e das patologias que acometem o ser humano, fica fácil entender que o manejo da cadeira de rodas torna-se algo extremamente complicado para alguns indivíduos, especialmente, para aqueles com limitações. Desenvolver uma cadeira de rodas de propulsão manual, sem conhecer essas particularidades, provoca um contrassenso no sentido do design, especialmente quando está ligada à saúde e à questão social.

Portanto, conhecer as técnicas de manejo proporcionou a esta tese entender que o design das cadeiras de rodas de propulsão manual não atende totalmente de forma segura aos usuários desse produto. As técnicas de proteção contra quedas, por exemplo, embora sejam simples para atletas do basquetebol ou dançarinos, para o público em geral e, especialmente, para aqueles com alguma debilidade é quase que impossível de realizá-las.

Os dispositivos antitombo traseiros, presentes em pouquíssimas cadeiras de rodas, embora resolvam os problemas das quedas, são ineficientes se forem comparados, por exemplo, com o projeto de barra de direção de um carro. No geral, as cadeiras de rodas de propulsão manual, mesmo com dispositivos de proteção promovem, uma sensação de instabilidade e um estereótipo de ineficiência, por provocar sustos nos usuários.

Diante das técnicas de frenagem, pode-se notar a ineficiência desse dispositivo que, praticamente, não existem no equipamento, pois, a responsabilidade é exclusivamente do usuário. Entre todas as aplicações, a cadeira de rodas é um equipamento utilizado, geralmente, por pessoas com alguma limitação física e para

a promoção da saúde. É nula a segurança na frenagem para esse usuário, isso sem falar das barreiras arquitetônicas.

6 A PESQUISA

6.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Este capítulo traz os procedimentos metodológicos desenvolvidos para estruturação desta tese. Esses procedimentos foram organizados em três abordagens e cada uma dessas abordagens subdividida em etapas.

O QUADRO 6.1 mostra um resumo dessa estruturação metodológica:

QUADRO 6.1 – Estruturação sistemática e metodológica da pesquisa.

ETAPA	DESCRIÇÃO	OBJETIVOS
ABORDAGEM 1 – SELEÇÃO DE UM REFERENCIAL TECNOLÓGICO DE CADEIRAS DE RODAS DE PROPULSÃO MANUAL		
1	Coleta de Dados	Estabelecer a amostragem dos modelos de cadeira de rodas de propulsão manual.
2	Classificação dos modelos de cadeira de rodas de propulsão manual.	Classificar os modelos com base nas recomendações projetuais.
3	Seleção do referencial tecnológico com base nos critérios de Dieters Rams	Selecionar um referencial tecnológico de cadeira, com base nos dez princípios do design proposto por Dieters Rams.
ABORDAGEM 2 – ANÁLISE DA USABILIDADE DE UM REFERENCIAL TECNOLÓGICO DE CADEIRA DE RODAS DE PROPULSÃO MANUAL		
1	Seleção dos Sujeitos	Definição da amostragem com base na norma ISO 20282-2:2006(E).
2	Questões Éticas	Inserção do projeto na Plataforma Brasil e cumprir as normas do Conep e da ABERGO.
3	Materiais e Equipamentos	Adquirir os equipamentos, criar a pista de teste e os respectivos protocolos para a coleta de dados.
4	Procedimento Padrão	Adaptar o decálogo da norma ISO 20282-2:2006(E) para avaliação da usabilidade.
5	Tratamento dos Dados	Cálculo da usabilidade e análise estatística.
ABORDAGEM 3 – ANÁLISE DOS PADRÕES FUNDAMENTAIS DO MOVIMENTO DE PROPULSÃO MANUAL DE CADEIRAS DE RODAS		
1	Materiais e Equipamentos	(Idem à abordagem anterior)
2	Procedimento Padrão	Roteiro para a filmagem dos quatro padrões de movimentos de propulsão da cadeira de rodas
3	Análise das Imagens	Utilizar o software Kinovea 0.8.20 para análise dos movimentos.
4	Variáveis e parâmetros analisados	Temporais, cinemáticos, antropométricos e posturais.
5	Tratamento dos Dados	Análise estatística e crítica.

6.2 PRIMEIRA ABORDAGEM: SELEÇÃO DE UM REFERENCIAL TECNOLÓGICO DE CADEIRA DE RODAS DE PROPULSÃO MANUAL

6.2.1 Apresentação

O objetivo desta primeira abordagem foi selecionar um referencial tecnológico de cadeira de rodas de propulsão manual, para executar os testes de usabilidade e avaliar o comportamento motor da propulsão manual, procedimentos que possibilitaram verificar a hipótese e a comprovar a tese.

A primeira abordagem foi subdividida em três etapas:

- **1° ETAPA:** Coleta das especificações técnicas dos modelos de cadeiras de rodas produzidas e comercializadas no Brasil por cinco fabricantes.
- **2° ETAPA:** Classificação das cadeiras de rodas por fabricante, e seleção de dois modelos de cada fabricante, totalizando uma amostra com 10 modelos de cadeiras.
- **3° ETAPA:** Selecionar entre os 10 modelos de cadeiras um referencial tecnológico a partir dos princípios do bom design, proposto por Dieters Rams. Vale ressaltar, que essa etapa foi uma das sugestões propostas pela banca de qualificação.

A coleta dos dados técnicos das cadeiras de rodas produzidas e comercializadas no Brasil se deu por duas vias: visitas técnicas às feiras tecnológicas e nos *sites* dos respectivos fabricantes, na internet.

Esta primeira abordagem trata de um estudo para selecionar um produto disponível no mercado, que possua boas condições técnicas, ergonômicas e antropométricas, para atender às necessidades mínimas de conforto e segurança dos sujeitos participantes dessa pesquisa.

Outro ponto importante desta seleção foi verificar os atributos de facilidade de uso e as respectivas funções de cada componente da cadeira de rodas e os aspectos estéticos marcados pelo design do produto.

6.2.2 Coleta dos Modelos de Cadeiras de Rodas Produzidas no Brasil: Primeira Etapa da Primeira Abordagem.

Segundo o *site n'Feiras*⁶³, ocorrem anualmente no mundo mais de 500 feiras de soluções tecnológicas na área da saúde. Dentre essas, 40 feiras acontecem no Brasil. A maioria delas nos estados do sudeste do país e com alcance internacional.

As feiras tecnológicas são um espaço para as empresas apresentarem suas inovações. Portanto, trata-se de um ambiente propício para coletar dados técnicos, especialmente, quando se trata de um estudo com foco ligado ao design do produto. As principais feiras que trazem as novidades do setor de saúde, especificamente das cadeiras de rodas, são as feiras *Hospitalar* e *Reatech*. Ambas acontecem, anualmente, na cidade de São Paulo.

A “Feira Internacional de Produtos, Equipamentos, Serviços e Tecnologia para Hospitais, Laboratórios, Farmácias, Clínicas e Consultórios”, denominada *Hospitalar*, é considerada a maior feira especializada na área da saúde, em todo o continente americano. Segundo o *site* da feira na internet, a 19ª edição, que ocorreu em 2012, obteve o marco de 92.000 visitas profissionais e 1250 expositores, distribuídos em uma área de 82.000 m².

Já a “Feira Internacional de Tecnologias em Reabilitação, Inclusão e Acessibilidade”, denominada *Reatech*, tornou-se desde a sua primeira edição, em 2002, um evento essencial para o setor. A *Reatech* é considerada a segunda maior feira do mundo no setor de produtos, equipamentos e serviços para as pessoas com deficiência. De acordo com a empresa organizadora do evento, a edição de 2012 recebeu mais de 45.000 visitantes e foram 300 expositores ocupando uma área de 42.000 m².

Essas duas feiras foram os pontos de partida para estruturar a coleta de dados técnicos referentes aos modelos de cadeira de rodas de propulsão manual. Ambas as feiras foram visitadas no período de 2010 a 2013 e uma coleção de catálogos técnicos de cinco fabricantes foi sendo organizadas para iniciar a investigação.

---

⁶³ n'Feiras é um site na internet que hospeda a agenda de feiras e eventos tecnológicos que acontecem no Brasil e no mundo. que Disponível em: <<http://www.nfeiras.com/>> Acessado em: 15 jan. 2013

No delineamento desta pesquisa, considerou-se que os fabricantes deveriam ser nacionais, desenvolvedores de cadeira de rodas, e ter participado em pelo menos duas edições de ambas as feiras, no período determinado, para ser objeto de investigação deste estudo. As empresas que se enquadraram nestas delimitações foram:

- **Ortopedia Jaguaribe Ind. e Comércio Ltda.**⁶⁴ (São Paulo/SP) – Número total de produtos em catálogo: 58 modelos.
- **CDS Cadeira de Rodas**⁶⁵ (São Paulo/SP) - Número total de produtos em catálogo: 22 modelos.
- **Freedom Veículos Elétricos Ltda.**⁶⁶ (Pelotas/RS) - Número total de produtos em catálogo: 24 modelos.
- **Ortobrás Ind. e Comércio de Ortopedia Ltda.**^{67(A)} (Barão/RS) - Número total de produtos em catálogo: 28 modelos.
- **Ortomix Ind. e Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda.**^{67(B)} (Aparecida de Goiânia/GO) - Número total de produtos em catálogo: 121 modelos.

Os materiais coletados dessas empresas consistem em catálogos técnicos, manuais dos produtos e portfólios em geral. Todos os materiais foram identificados e organizados em uma pasta, informando o ano de coleta e o respectivo fabricante.

Os *sítes* na internet, de cada um desses fabricantes de cadeira de rodas, também foram visitados, e as respectivas informações referentes aos produtos de interesse desse estudo foram arquivadas digitalmente e organizadas em pastas virtuais identificadas por ano para, posteriormente, serem impressas e encadernadas para facilitar o manuseio e a análise.

Elaborou-se, então, um catálogo iconográfico com todos os modelos de cadeira de rodas envolvidos neste estudo. Um código foi atribuído para cada um dos modelos, pois a presente pesquisa não teve a intenção de classificar os fabricantes ou validar seus respectivos produtos.

⁶⁴ Ortopedia Jaguaribe Ind. e Comércio Ltda. Disponível em: <<http://www.baxmannjaguaribe.com.br/>> Acesso em: 15 jan. 2013

⁶⁵ CDS Cadeira de Rodas. Disponível em: <<http://www.cdscadeiraderodas.com.br/>> Acesso em: 15 jan. 2013.

⁶⁶ Freedom Veículos Elétricos Ltda. Disponível em: <<http://www.freedom.ind.br/>> Acesso em: 15 jan. 2013.

⁶⁷ (A) Ortoprás Ind. e Comércio de Ortopedia Ltda. Disponível em: <<http://www.ortobras.com.br/>> Acesso em: 15 jan. 2013; (B) Ortomix Ind. e Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda. Disponível em: <<http://www.ortomix.com.br/>> Acesso em: 15 jan. 2013.

O código adotado foi “XXX | Modelo”, aonde o prefixo “XXX” trata da numeração sequencial, e o sufixo “Modelo”, da cadeira de rodas. Por exemplo, o código 012 | 1009 significa que se trata da décima segunda cadeira de rodas modelo 1009, do fabricante Jaguaribe.

Nos levantamentos realizados entre os anos de 2010 e 2013 foram coletados 239 modelos de cadeira de rodas diferentes, cujas categorias são demonstradas pelo QUADRO 6.2.

QUADRO 6.2 – Categorias de cadeiras de rodas

1) AVDs	2) Sanitárias	3) Esportivas	4) Hospitalares	5) Posturais	6) Especiais	7) Elétricas		
CATEGORIAS DE CADEIRA DE RODAS							1	Cadeiras de rodas convencionais possuem dispositivo para a propulsão manual e são direcionadas para realização das atividades da vida diária. Podem ser dobrável ou fixa, de aço ou alumínio e, normalmente, a roda propulsora localiza-se na parte traseira. Atividades da Vida Diária (AVDs)
							2	Cadeira de rodas específica utilizada, para higienização ou para suporte na realização das necessidades fisiológicas; normalmente, são cadeiras fixas e não contam com dispositivo de propulsão manual.
							3	As cadeiras esportivas apresentam formas bastante diferenciadas atendendo às necessidades de cada tipo de esporte. Monoblocos fixos e fabricados em alumínio ou fibra de carbono, geralmente, são de fácil montagem e desmontagem.
							4	As cadeiras de rodas hospitalares, também chamadas de institucionais, são de uso momentâneo e, embora sejam muito parecidas com as cadeiras do tipo AVDs, possuem alguns dispositivos específicos, como o suporte de soro fisiológico. Geralmente, são fabricadas em aço inox ou alumínio.
							5	As cadeiras do tipo posturais podem possuir dispositivo de propulsão manual, mas, geralmente não possuem. São cadeiras para atender patologias bem específicas como crianças com paralisia cerebral. São fabricadas em aço carbono ou alumínio.
							6	As cadeiras de rodas especiais são cadeiras para uso bem específico e possuem morfologia e materiais diferentes ou especiais. Um exemplo dessas cadeiras são as específicas para obeso, para uso na praia, etc. Os materiais empregados nessas cadeiras são bastante diversificados.
							7	As cadeiras de rodas elétricas ou motorizadas possuem comando que pode ser movido com as mãos, boca, queixo ou com cérebro. São produtos pesados e o chassi é produzido em aço ou alumínio. Há uma subcategoria que são as <i>scooters</i> .

As categorias sanitárias, posturais, especiais, importadas e elétricas foram excluídas de imediato da pesquisa, pois esses modelos não se enquadravam nas propostas, inicialmente estabelecidas, desta investigação. As categorias que permaneceram na análise foram às cadeiras do tipo AVDs, esportivas e hospitalares; porém, quando se começou a fazer a classificação, algumas cadeiras esportivas destoavam das demais, por apresentarem morfologia muito específica

para uma classificação geral. Portanto, optou-se também, em excluir todos os modelos de cadeiras direcionadas para a prática de esportes.

Após a exclusão das cadeiras esportivas, a amostragem contou com 101 modelos de cadeiras de rodas de propulsão manual, para serem classificadas diante das recomendações de projeto.

A distribuição dos modelos entre os fabricantes ficou assim: a empresa Jaguaribe, com 22 modelos, Ortobrás, com 11, Freedom, com seis, CDS Cadeira de Rodas, com nove e Ortomix, com 52 modelos.

6.2.2.1 Procedimentos Metodológicos: Materiais, Métodos e Resultados.

Os materiais utilizados nesta etapa consistem em visitas técnicas às feiras tecnológicas da área de saúde, consulta às páginas dos fabricantes de cadeira de rodas na internet, agrupamento dos catálogos técnicos, manuais e folders de cadeira de rodas e o uso do *software LibreOffice Calc* para organizar e padronizar as informações.

Os dados técnicos de cada modelo de cadeiras de rodas foram conseguidos pela coleta dos materiais fornecidos pelos fabricantes nas feiras tecnológicas (*Hospitalar* e *Reatech*) que ocorreram entre os anos de 2010 e 2012 e, também, nos *sites* das próprias empresas, na internet.

Após essa coleta, foram separadas e organizadas as informações das cadeiras de rodas que seriam estudadas e, a partir desse material (catálogos técnicos, manuais e folders dos produtos), elaboraram-se um caderno com todas essas informações técnicas, e um catálogo iconográfico (APÊNDICE E, p.481-485), para padronizar e facilitar o manuseio na análise.

Os resultados obtidos nesta etapa foi o agrupamento de 101 modelos de cadeiras de rodas dos cinco fabricantes nacionais, as quais foram classificadas pelos procedimentos estabelecidos na segunda etapa desta abordagem.

6.2.3 Elaboração dos Critérios para Classificação dos Modelos: Segunda Etapa da Primeira Abordagem

Nesta segunda etapa, o objetivo foi estabelecer os critérios para classificar os 101 modelos de cadeiras de rodas de propulsão manual produzidas no Brasil. As recomendações de projetos levantadas e organizadas pelo capítulo três desta tese foram levadas em consideração no estabelecimento desses critérios.

O objetivo dessa etapa foi classificar o conjunto de modelos de cadeira de rodas por fabricante. Essa classificação por fabricante permitiu estabelecer uma segunda amostragem, agrupando dois modelos de cada fabricante, para então, ser selecionado um único modelo, o qual foi denominado de referencial tecnológico de cadeira de rodas de propulsão manual.

Com base nos sistemas que compõem a cadeira de rodas de propulsão manual, ou seja, propulsão, deslocamento, suporte para o corpo, estrutural e morfológico, detalhou-se cada um desses sistemas em subsistemas, para facilitar a análise e estabelecer um potencial classificatório para os modelos de cadeiras.

Os elementos que fazem parte do sistema de propulsão manual são os aros de propulsão, enquanto que o sistema de deslocamento é composto por três subsistemas, ou seja, as rodas traseiras, os rodízios e os freios.

O sistema de suporte para o corpo compreende o assento, o encosto e os apoios para cabeça/pescoço, braços, pernas e pés. Já o sistema morfológico e estrutural são o quadro, os suportes de sustentação e demais acessórios.

Vale ressaltar, que essa subdivisão foi geral; por exemplo, os subelementos, como o cubo, rolamento da roda, raios e aros foram considerados como parte do subsistema denominado roda, o qual seria o elemento de interesse para análise neste momento. Esse pensamento se repete para os demais subsistemas.

Após definido os subsistemas, elaborou-se uma tabela para verificar o potencial classificatório de cada um deles e, conseqüentemente, da cadeira de rodas. O QUADRO 6.3 apresenta o detalhamento dessas potencialidades que possibilitou essa classificação dos modelos.

QUADRO 6.3 – Potencial Classificatório das Cadeiras de Rodas

SISTEMAS	SUBSISTEMAS	POTENCIAL CLASSIFICATÓRIO
Propulsão	Aro de Propulsão	Há cadeiras de rodas com aros posicionados na parte frontal ou traseira, existem aros com cravos e diferentes materiais.
Deslocamento	Rodas	A morfologia pode mudar, podendo ser raiadas ou jantes, o número de raios, materiais e dimensões podem variar. Sistema de montagem rápida (<i>quick release</i>).
	Rodízios	Os rodízios podem ser maciços ou infláveis, existem diferentes diâmetros, formas e materiais. Pode possuir sistemas de montagem rápida (<i>quick release</i>).
	Freios	Geralmente são bilaterais e acionados por alavancas, possui pegas anatômicas ou geométricas e o seu posicionamento na cadeira é o que mais varia.
Suporte para o Corpo	Assento	Há diferentes larguras de assentos, ângulos e tipos que podem ser rígidos ou flexíveis.
	Encosto	Normalmente de material flexível, alguns possuem sistemas de tensionamento. Espalдар pode variar para mais ou para menos, em relação à altura dos ombros.
	Apoio para a cabeça e/ou pescoço	A maioria das cadeiras não possui esse dispositivo que pode ser adquirido como um acessório. Existe dispositivo de ajuste de altura e largura.
	Apoio para os braços	Algumas cadeiras não possuem e as que possuem podem ser fixos, escamoteáveis ou removíveis, ajustes de altura, anatômico.
	Apoio para as pernas	Há cadeiras que não possuem e outras que possuem apenas uma cinta de nylon para panturrilha. As que possuem, podem ser ajustáveis, estofadas, anatômicas.
	Apoio para os pés	Há cadeiras que não possuem e as que o possuem, apoios podem ser fixos, escamoteáveis e/ou removíveis, anatômicos, diferentes regulagens e materiais.
Estrutural e Morfológico	Quadro	O quadro pode ser fixo ou dobrável, partes soldadas ou interligadas, diferentes materiais e acabamentos.
	Suportes de sustentações de elementos mecânicos	Algumas cadeiras não possuem, outras possuem suportes fixos, escamoteáveis e/ou removíveis.
	Acessórios	Variam muito de uma cadeira para outra, entre os fabricantes. Os principais acessórios são almofadas, protetores de raios, rodas antitombo, etc.

Conhecendo as potencialidades classificatórias de cada subsistema das cadeiras de rodas de propulsão manual e as recomendações de projeto, elaborou-se um questionário com 30 questões (APÊNDICE G, p.487), sendo cada subsistema contemplado com pelo menos uma pergunta.

6.2.3.1 Procedimentos Metodológicos: Materiais, Método e Resultados.

6.2.3.1.1 Materiais

- Caderno de Especificações Técnicas das Cadeiras de Rodas de propulsão Manual (Arquivo pessoal);
- Ficha de Especificações Técnicas para Cadeiras de Rodas (APÊNDICE F, p.486)
- Catálogo Iconográfico das Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual (APÊNDICE E, p.481-485)
- *Software LibreOffice Calc* (Software Livre), compatível com o *Excel* da *Microsoft*.
- Questionário para Classificação das Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual (APÊNDICE G, p.487).
- Planilha de Classificação das Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual (APÊNDICE H, p.488).

6.2.3.1.2 Método

Após a coleta e organização dos dados, elaborou-se uma planilha no *LibreOffice Calc*, denominada Planilha para Classificação das Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual (APÊNDICE H). Cada coluna desta planilha corresponde a uma das 30 questões (APÊNDICE G), as quais foram elaboradas com base nas recomendações tecnológicas de projeto, levantadas pelo capítulo de revisão da literatura.

O procedimento adotado para classificar as cadeiras de rodas esteve atrelado a um questionário fechado com respostas “SIM” e “NÃO”. Como o objetivo foi verificar se a cadeira de rodas atendia ou não à determinada recomendação de projeto, o item recebia um ponto se atendesse, e zero ponto se não atendesse. Caso a especificação não fosse informada pelo fabricante, o item não era pontuado e recebia a etiqueta “*ni*”, de “não informado”.

Na planilha há, também, quatro colunas denominadas S1, S2, S3 e S4 que correspondem, respectivamente, ao somatório dos pontos obtidos pelo modelo em

cada um dos sistemas que compõem a cadeira de rodas, ou seja, sistema de propulsão (S1), deslocamento (S2), suporte para o corpo (S3) e estrutural e morfológico (S4). Esses somatórios parciais foram úteis para estabelecer critérios de desempate entre os modelos.

As colunas ST1 e ST2 correspondem, respectivamente, ao somatório total dos pontos obtidos pelo modelo e ao somatório total dos pontos válidos. O objetivo da coluna ST2 foi garantir uma equidade no processo classificatório, ou seja, se um modelo recebesse a etiqueta “ni”, os pontos dessa coluna dos outros modelos também não eram considerados.

Após o preenchimento completo da planilha, utilizou-se a ferramenta de classificação do software *LibreOffice Calc* (FIGURA 6.1 e 6.2), para organizar as cadeira de rodas diante das pontuações obtidas.

FIG. 6.1

FIG. 6.2

FIGURA 6.1 – Ordem de classificação da caixa de diálogo “Classificar” do *LibreOffice Calc*.

FIGURA 6.2 – Opções para classificação da caixa de diálogo “Classificar” do *LibreOffice Calc*.

Como os modelos de cadeiras de rodas de propulsão manual apresentam características muito próximas uma das outras, foi necessário criar critérios de desempate, e levaram-se em consideração os pontos obtidos em cada um dos sistemas.

O primeiro critério de classificação levado em consideração foi o somatório dos pontos válidos do modelo e depois se levaram-se em consideração, respectivamente, os pontos obtidos nos subsistemas estrutural e morfológico, suporte para o corpo, deslocamento e, finalmente, propulsão manual.

Adotou-se essa sequência pelo número de itens avaliados em cada um dos sistemas, ou seja, o sistema de propulsão manual teve três itens avaliados, o sistema de deslocamento, seis itens avaliados, o sistema de suporte para o corpo, nove itens e o sistema estrutural e morfológico, 12 itens avaliados.

A seguir o QUADRO 6.4, apresenta um resumo dos critérios de pontos adotados para classificar as cadeiras de rodas.

QUADRO 6.4 – Critérios para a classificação das cadeiras de rodas

ORDEM	CRITÉRIOS DE CLASSIFICAÇÃO	COLUNA	PONTOS
1°	Pontos totais válidos pelo modelo de cadeira de rodas	ST2	30
2°	Pontos obtidos no somatório do quesito sistema estrutural e morfológico.	S4	12
3°	Pontos obtidos no somatório do quesito sistema de suporte para o corpo	S3	9
4°	Pontos obtidos no somatório do quesito sistema de deslocamento	S2	6
5°	Pontos obtidos no somatório do quesito sistema de propulsão manual.	S1	3

Observação: Para melhor compreensão do QUADRO 6.4, o mesmo deve ser lido juntamente com o Apêndice H, p.488.

6.2.3.1.3 Resultados

Com os procedimentos metodológicos adotados, foram selecionados dois modelos de cadeira de rodas de propulsão manual de cada fabricante (QUADRO 6.5). Esses parâmetros de classificação objetivou verificar as potencialidades do produto, a partir de uma heurística de necessidades projetuais.

Essa classificação foi realizada por fabricante, levando-se em consideração todas as informações disponíveis para cada modelo de cadeira de rodas. Vale ressaltar que nesta fase não podemos comparar os modelos entre os fabricantes, pois as especificações técnicas disponíveis não são padronizadas, ou seja, o que um fabricante fornece, o outro pode não fornecer.

Do material analisado, o manual com especificações técnicas mais completo foi do Fabricante 2. Portanto, nenhum dos itens avaliados foi ignorado pela falta de informação. Este fabricante foi o único com um modelo de cadeira de rodas

selecionado, cuja estrutura é produzida em aço carbono (034 | Clean); os demais todos são em ligas de alumínio.

QUADRO 6.5 – Cadeiras de rodas selecionadas e respectivas pontuações

APÊNDICE I, p.489	APÊNDICE I, p.490	APÊNDICE I, p.491	APÊNDICE I, p.492	APÊNDICE I, p.493
Jaguaribe	Ortobrás	Freedom	CDS	Ortomix
007 Ágil	030 M3	037 Lumina LG	047 Sol Plus	066 Dinâmica
13 pontos	22 pontos	25 pontos	18 pontos	17 pontos
002 Funcional	027 Gazela	034 Clean	048 Confort	055 Dinâmica Plus
12 pontos	22 pontos	25 pontos	17 pontos	17 pontos

Os modelos 007|Ágil e 002|Funcional, do Fabricante 1, obtiveram respectivamente 13 e 12 pontos. O diferencial entre esses dois modelos de cadeira está na oferta de dispositivos de regulagens e acessórios, dimensionais, possibilidade de cores, custo e capacidade de carga.

Já os modelos 037|Lumina LG e 034|Clean, do Fabricante 2, o principal diferencial é o material da estrutura, sendo que o primeiro é de liga de alumínio e o segundo de aço carbono; consequentemente, essa característica faz com que o custo desses produtos sejam bem diferentes.

Os modelos selecionados do Fabricante 3, ambos são de alumínio, porém, a principal diferença é que a cadeira 030|M3 possui uma estrutura rígida de 12 kg, enquanto que a 027|Gazela é dobrável em “X”, pesando 14 kg. Pelas características

esportivas, o custo da cadeira 030|M3 é o dobro do modelo 027|Gazela (FIGURA 6.3).

Os modelos do Fabricante 4, 047|Sol Plus e 048|Confort, são as cadeiras com a menor capacidade de carga e menor garantia de fábrica; ambas são fabricadas em ligas de alumínio e pesam cerca de 15 kg. O diferencial entre elas está no dimensional, regulagens, e no custo.

FIGURA 6.3 – Custo comercial dos modelos selecionados, obtido junto aos fornecedores.

Por fim, os modelos 066|Dinâmica e 055|Dinâmica Plus, do Fabricante 5, possuem custo médio praticamente iguais. A vantagem do modelo 055|Dinâmica é que este modelo é produzido de acordo com os dimensionais antropométricos do sujeito, enquanto que o modelo 055|Dinâmica Plus possui sete opções em catálogos para larguras de assento.

Os dez modelos de cadeiras de rodas selecionados nesta etapa são recomendados por seus fabricantes para o uso nas Atividades da Vida Diária (AVDs). Embora a literatura científica aponte que há queixas dos usuários referentes à qualidade das cadeiras de rodas de propulsão manual, o objetivo foi selecionar, dentre os produtos comercializados, o que melhor atende a mobilidade dos usuários, garantindo seu conforto e segurança.

Devido às limitações desta pesquisa, foi selecionado apenas um modelo de cadeira de rodas dentre esses dez, o qual foi denominado de Referencial Tecnológico. Com esse referencial tecnológico foi, realizado o estudo da facilidade de uso (usabilidade) e do comportamento motor da propulsão manual.

6.2.4 Elaboração dos Critérios para Seleção do Referencial Tecnológico: Terceira Etapa da Primeira Abordagem.

Nesta terceira etapa, o objetivo foi selecionar apenas um modelo de cadeira de rodas de propulsão manual, entre as 10 cadeiras classificadas pela etapa anterior. Essa seleção levou em consideração os dez princípios do bom design estabelecidos por Dieters Rams.

Os dez princípios do bom design são: 1) inovador, 2) útil, 3) estético, 4) inequívoco, 5) discreto, 6) honesto, 7) durável, 8) seguro, 9) sustentável e 10) simples. Para rever a descrição de cada um desses princípios, consultar a página 37 desta tese.

Esses princípios propostos são características intangíveis e subjetivas, as quais envolvem questões projetuais que não podem ser facilmente formuladas através de um método de projeto. Segundo Karana⁶⁸ (2006) *apud* Faller *et al.* (2010), as características intangíveis ou subjetivas estão relacionadas à significação do produto e trata-se de uma maneira única e pessoal que cada usuário tem para perceber a personalidade do produto.

Ashby e Johnson (2002) dizem que as características sensoriais ou estéticas representam a forma como os sentidos humanos colhem os estímulos provocados pelo produto, ou seja, são pelas características tangíveis que o elo entre as características técnicas e subjetivas podem ser observadas e analisadas.

Para classificar a segunda amostragem de cadeiras de rodas de propulsão manual (n=10), elaboraram-se perguntas que tivessem foco nas propriedades técnicas, mecânicas, térmicas, ecológicas, no processo de fabricação, no uso e nas funções de cada elemento da cadeira de rodas.

O objetivo foi estabelecer pelo menos duas relações tangíveis da cadeira de rodas para cada um dos princípios do bom design proposto por Dieters Rams. Após mapear todos esses pontos tangíveis, foi possível selecionar uma cadeira de rodas como referencial tecnológico.

---

⁶⁸ KARANA, E. Intangible characteristics of materials in industrial design. In: PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE DESIGN AND EMOTIONS SOCIETY, 2006, Suécia. **Anais...** Suécia, 2006.

6.2.4.1 Procedimentos Metodológicos: Materiais, Método e Resultados

6.2.4.1.1 Materiais

- Caderno de Especificações Técnicas das Cadeiras de Rodas de propulsão Manual, (Arquivo pessoal).
- *Software LibreOffice Calc* (Software Livre), compatível com o *Excel* da *Microsoft*.
- Ficha de Especificações Técnicas para Cadeira de Rodas (APÊNDICE F, p.486)
- Check List para Seleção do Referencial Tecnológico de Cadeira de Rodas de Propulsão Manual (APÊNDICE J, p.495; 496).

6.2.4.1.2 Método

Para selecionar o referencial tecnológico, primeiramente foi elaborado um formulário, denominado Ficha de Especificações Técnicas da Cadeira de Rodas (APÊNDICE F, p.486). O objetivo desse formulário foi padronizar as informações das 10 cadeiras de rodas selecionadas pela etapa anterior.

O formulário foi dividido em três blocos: (1) Dados gerais (fabricante, modelo e aplicações), (2) Informações técnicas do modelo (dimensões, pontos de contato no solo, cambagem, peso, capacidade e características morfológicas) e (3) Características específicas (estrutura, rodas traseiras e dianteiras, assento, encosto e outros dispositivos).

Essas informações foram coletadas nos manuais dos produtos, no próprio produto e, também, com os fabricantes, visitaram-se também os representantes comerciais da região de Sorocaba/SP.

Com as fichas técnicas preenchidas, pode-se tabular as especificações, utilizando o Check List de Seleção do Referencial Tecnológico de Cadeira de Rodas de Propulsão Manual (APÊNDICE J, p. 495). Nesta planilha, os princípios do bom design são relacionados com as características das cadeiras de rodas, conforme o QUADRO 6.6, a seguir.

QUADRO 6.6 – Relação entre Características Intangíveis e Tangíveis do Design

CARACTERÍSTICAS		JUSTIFICATIVAS
Intangíveis	Tangíveis	
Inovador	Material (Tipo)	A evolução dos materiais apresenta-se como sendo uma característica tangível para avaliar-se a inovação de um produto.
	Fácil montagem e desmontagem	Cadeiras com dispositivos de fácil montagem e/ou desmontagem podem ser consideradas mais inovadoras do que aquelas que não os possuem.
Útil	Regulagens (Qtd.)	Cadeiras com ajustes podem ser consideradas mais uteis, especialmente, se os conceitos ergonômicos forem considerados.
	Acessórios disponíveis	Os acessórios em cadeiras de rodas são elementos que podem proporcionar mais conforto, segurança e utilidade ao usuário.
Estético	Dimensões (mm)	A miniaturização dos objetos é uma tendência em todos os campos de produção industrial; cadeiras menores são desejáveis pelos usuários.
	Cores (Qtd.)	As cores provocam situações específicas na percepção humana e quanto maior for a palheta de cores, maior será a abrangência (público) desse objeto.
Inequívoco	Antropometria	Um produto desenvolvido com base nas dimensões corporais é mais ergonômico.
	Nº. de Produtos Catálogo	Quanto maior forem às opções (dimensionais/cores) de cadeiras em catálogos, mais fácil será a prescrição e oportunidade de escolha.
	Capacidade (kg)	Quanto maior for à capacidade de carga da cadeira de rodas, maior será o percentil de atendimento à população, sem que haja dúvidas para o usuário.
Discreto	Número de peças (Itens)	As chances de discrição serão maiores, se o número de peças que compõem a cadeira de rodas for menor.
	Volume (cm ³)	Quanto menor o volume do objeto, mais discreto ele será. Se dobrável, facilitará a embalagem, estoque e a logística do transporte. Para o usuário, sua autonomia em utilizar táxi, por exemplo, e armazenagem do equipamento quando não estiver sendo utilizado.
Honesto	Custo do produto (Reais)	O valor do produto deve estar compatível com a tecnologia empregada, as possibilidades de uso e o poder aquisitivo do público alvo.
	Disponibilidade Mercadológica	Quanto maior for a abrangência mercadológica do produto, maiores serão as possibilidades de prescrição e atendimento às necessidades do público.
Durável	Tempo da garantia (Meses)	A garantia por danos decorrentes da inadequação da qualidade da obra é um direito legal previsto no art. 18 do Código de Defesa do Consumidor.
	Vida útil (Horas)	Trata-se do intervalo de tempo que inicia com a entrada em funcionamento e termina quando a taxa de avarias do produto se torna inaceitável no contexto operacional, técnico ou econômico.
Seguro	Posição dos freios	O posicionamento dos dispositivos de frenagem na cadeira de rodas pode elevar os riscos acidentários se estiverem abaixo da linha do assento.
	Peso do produto (kg)	Quanto mais pesada for a cadeira de rodas, maior será o gasto energético para a propulsão manual.
	Dispositivos de segurança	Quanto mais dispositivos de segurança uma cadeira tiver, pode-se considerar que mais segura ela vai ser.
Sustentável	Número de peças (Itens)	Quanto menor o número de peças, mais sustentável será o produto, uso consciente dos recursos naturais.
	Peças de reposição (Itens)	As peças de reposição possibilitam ampliar a vida útil de um equipamento e conscientizam o não descarte de elementos em bom estado de uso.
	Assistência técnica (Qtd.)	Se a rede de assistência técnica for grande, maiores serão as chances de diagnósticos e reparos das cadeiras de rodas, por pessoas qualificadas.
Simples	Número de peças (Itens)	Dispositivos mecânicos simples possuem poucas peças e garante segurança, fácil manutenção e conforto.
	Regulagens (Qtd.)	As regulagens facilitam o ajuste às características antropométricas do usuário, e possibilitam uma maior abrangência de público.

6.2.4.1.3 Resultados

Após a tabulação (APÊNDICE J, p.496) o QUADRO 6.7, a seguir, apresenta um resumo desses resultados obtidos. A cadeira de rodas selecionada como referencial tecnológico para as próximas abordagens foi a 034|Clean, que obteve 62 pontos. O modelo 027|Gazela do Fabricante 3, obteve essa mesma pontuação; porém, pelos critérios adotados ficou, em segundo lugar.

Vale ressaltar que o modelo 034|Clean foi a única cadeira de rodas com estrutura de aço, classificada pela etapa anterior e, embora o modelo 027|Gazela seja 3,6 kg mais leve, as vantagens de mobilidade.

QUADRO 6.7 – Classificação dos modelos de cadeira de rodas

CÓDIGO	FABR. 1		FABR. 2		FABR. 3		FABR. 4		FABR. 5	
	007	002	037	034	030	027	047	048	066	055
PONTOS	31	46	49	62	61	62	44	44	49	53
CLASSIF.	10°	7°	5°	1°	3°	2°	8°	9°	6°	4°
TOTAL	34 ITENS AVALIADOS = 81 PONTOS									

Os modelos 037|Lumina LG, do Fabricante 2, e 066|Dinâmica do Fabricante 5, com 49 pontos, e os modelos 047|Sol Plus e 048|Confort, com 44 pontos, ambas do Fabricante 4, também, obtiveram a mesma pontuação.

Para provocar o desempate entre esses modelos, foi realizada uma análise comparativa e adotaram-se sete quesitos (QUADRO 6.8), os quais estão atrelados ao fator mobilidade, que englobam as características locomotivas, ergonômicas e de inclusão social.

Os parâmetros utilizados para avaliar as características locomotivas são a massa (kg) e a garantia de fábrica (meses), ou seja, entende-se que quanto mais leve for à cadeira, mais fácil para o usuário realizar a propulsão manual; e quanto maior for à garantia fornecida pelo fabricante, maior será a confiabilidade na durabilidade do produto.

Para os parâmetros ergonômicos adotou-se a massa da cadeira e as possibilidades de larguras do assento, regulagens e acessórios, elementos que possibilitam o maior conforto antropométrico e postural da posição sentada,

confiabilidade aos limites biomecânicos para a propulsão e segurança para o estado de saúde do sujeito.

Outro fator importante da mobilidade é a inclusão social que, neste estudo, considerou a disponibilidade do produto no mercado, o custo (R\$) e a capacidade da cadeira de rodas (kg). Todas essas características adotadas, e a respectiva ordem de importância, podem ser observadas pelo QUADRO 6.8, a seguir:

QUADRO 6.8 – Critérios de Desempate para Seleção do Referencial Tecnológico

CRITÉRIOS		DESCRIÇÃO	FATOR MOBILIDADE
1	Disponibilidade de Mercado (Pronta Entrega/dias)	Este item leva em consideração o tempo que o cliente espera para receber o produto após ter efetuada a compra.	Inclusão
2	Massa (kg)	A facilidade de propulsão está associada à massa da cadeira de rodas, ou seja, quanto mais leve, menos trauma pode provocar nas articulações dos usuários.	Locomoção / Ergonomia
3	Custo (R\$)	O valor é um fator determinante na escolha de um produto, especialmente se considerarmos o poder aquisitivo da população brasileira.	Inclusão
4	Capacidade de carga (kg)	A resistência da cadeira de rodas pode ser determinada pela capacidade de carga. A obesidade é uma característica relevante na prescrição de uma cadeira de rodas.	Inclusão
5	Largura do assento (Qtd.)	Se o fabricante fornece mais opções dimensionais em catálogo, além do baixo custo, fica mais evidente estabelecer relações antropométricas.	Ergonomia
6	Regulagens/Acessórios (Qtd.)	O conforto e a segurança do usuário estão nas possibilidades de regulagens e de acessórios, itens que colaboram com a prevenção, manutenção e reabilitação da saúde.	Ergonomia
7	Garantia (meses)	Outro fator relevante na escolha de uma cadeira é a durabilidade do produto; a garantia é um parâmetro norteador para verificar esse quesito de qualidade.	Locomoção

Utilizando esses critérios, o QUADRO 6.9, a seguir, apresenta a avaliação comparativa entre os modelos com mesma pontuação. O critério adotado para pontuar foi o seguinte: o item mais vantajoso recebeu um ponto e o somatório dos pontos nos sete quesitos possibilitou a classificação dos modelos.

Essa avaliação foi realizada aos pares, ou seja, o modelo 034|Clean (5 pontos) com 027|Gazela (2 pontos), o modelo 037|Lumina LG (4 pontos) com o 066|Dinâmica (3 pontos) e, finalmente, o modelo 047|Sol Plus (1 ponto) com 048|Confort que não obteve nenhum ponto.

QUADRO 6.9 – Desempate entre os Modelos de Cadeira de Rodas

CRITÉRIOS	034 Clean		027 Gazela	
	Itens	Pontos	Itens	Pontos
1. Disponibilidade (dias)	Pronta Entrega	1	40 dias	0
2. Peso da Cadeira (kg)	17,6	0	14	1
3. Custo (R\$)	1.200,00	1	1.600,00	0
4. Capacidade de carga (kg)	130	1	120	0
5. Largura do Assento (Qtd.)	2	0	9	1
6. Regulagens/Acessórios (Qtd.)	6	1	2	0
7. Garantia (meses)	12	1	6	0
	TOTAL	5	TOTAL	2

CRITÉRIOS	037 Lumina LG		066 Dinâmica	
	Itens	Pontos	Itens	Pontos
1. Disponibilidade (dias)	Pronta Entrega	1	60	0
2. Peso da Cadeira (kg)	18	0	16	1
3. Custo (R\$)	1.900,00	0	1.600,00	1
4. Capacidade de carga (kg)	165	1	100	0
5. Largura do Assento (Qtd.)	3	0	Sob Medida	1
6. Regulagens/Acessórios (Qtd.)	6	1	2	0
7. Garantia (meses)	24	1	12	0
	TOTAL	4	TOTAL	3

CRITÉRIOS	047 Sol Plus		048 Confort	
	Itens	Pontos	Itens	Pontos
1. Disponibilidade (dias)	5	0	5	0
2. Peso da Cadeira (kg)	15	0	15	0
3. Custo (R\$)	1.200,00	1	1.650,00	0
4. Capacidade de carga (kg)	85	0	85	0
5. Largura do Assento (Qtd.)	2	0	2	0
6. Regulagens/Acessórios (Qtd.)	3	0	3	0
7. Garantia (meses)	6	0	6	0
	TOTAL	1	TOTAL	0

Fonte: Catálogos técnicos, folders, manuais e representantes comerciais.

Por fim, vale destacar que uma cadeira de rodas, geralmente, é prescrita por um profissional da área da saúde, que irá levar em consideração as características físicas e patológicas do sujeito. Nesta pesquisa, o referencial tecnológico de cadeira de rodas trata de um produto selecionado a partir de critérios do design. Portanto, na avaliação da usabilidade e do comportamento motor é imprescindível levar em consideração a antropometria do indivíduo para garantir a confiabilidade desses resultados.

6.2.4 Fluxograma da Primeira Abordagem

FIGURA 6.4 – Fluxograma da primeira abordagem: seleção do ref. tecnológico.

6.3 SEGUNDA ABORDAGEM: ANÁLISE DA USABILIDADE DE UM REFERENCIAL TECNOLÓGICO DE CADEIRA DE RODAS DE PROPULSÃO MANUAL

6.3.1 Apresentação

A presente abordagem traz uma contribuição para o campo projetual das cadeiras de rodas de propulsão manual, pois, visa a analisar a usabilidade no âmbito da facilidade de uso e do design centrado no usuário, a partir de um referencial tecnológico de cadeira de rodas.

A sistemática desta abordagem compreende uma adequação do método sugerido pela ISO 20282-2:2006(E) e, primeiramente, preocupou-se em estabelecer um compromisso ético no desenvolvimento da pesquisa. Para isso, foram elencados um regramento com 11 itens e mais dois protocolos para verificar as condições físicas do sujeito.

Com base nas recomendações da NBR 9050:2004, caracterizou-se o contexto de uso, definindo a pista do teste de usabilidade, a calibração do ambiente e o posicionamento das câmeras de vídeo. Como a cadeira adotada não permite ajustes à antropometria dos sujeitos, criou-se um protocolo de registro e padronização dessas informações.

Nesta abordagem, estabeleceu-se o perfil e o agrupamento dos sujeitos; também, identificou-se as variáveis de medições, cuja proposta é mensurar as taxas de eficiência, eficácia e satisfação na realização das tarefas básicas, como sentar, manobrar e propulsionar a cadeira de rodas. O instrumento adotado para coletar os dados foi o *System Usability Scale* (SUS) e a escala de satisfação. Um pré teste foi realizado para validação desses protocolos.

Após a validação, estabeleceu-se os procedimentos padrões do teste de usabilidade, os quais foram divididos em nove etapas que abrangem a apresentação e orientações aos sujeitos, a técnica para aplicar os protocolos, a preparação do sujeito e simulações do experimento e, finalmente, como procedemos ao tratamento dos dados coletados.

6.3.2 Procedimentos Metodológicos: Materiais, Questões Éticas, Método e Tratamento dos Dados.

6.3.2.1 Materiais

- Laboratório de Comportamento Motor (LACOM)
  - Escola de Educação Física e Esporte (EEFE-USP).
  - Endereço: Av. Prof. Mello de Moraes, 65 - Cidade Universitária.
CEP: 05508-030 - São Paulo – SP.
  - <<http://www.eefe.usp.br/?laboratorio/mostrar/id/1>>
  - Responsável: Professor Dr. Jorge Alberto de Oliveira.
- Laboratório de Vídeo e Estudos Ergonômicos (ANEXO H, p.607 a 609)
  - Faculdade de Administração e Artes de Limeira (FAAL)
  - Endereço: Av. Engº Antônio Eugênio Lucatto, 2515. Vila Camargo.
CEP: 13486-083 – Limeira/ SP – Brasil.
  - < <http://www.faal.com.br/>>
  - Responsável: Professor Me. Tomas Sniker.
- Sala “Professor Wilson Bertrami” (Mestre Emérito) (ANEXO H, p.607-609).
  - Escola Técnica Sales Gomes de Tatuí
  - Endereço: Praça Adelaide B. Guedes, 1 – Centro.
CEP: 18270-000 – Tatuí/SP – Brasil.
  - Responsável: Professora Beatriz Soares Amaro.
- Equipamentos (ANEXO D, p.603)
  - Cadeira de Rodas de Propulsão Manual
  - Pista para o Teste de Usabilidade
  - Instrumentos de Medições (paquímetro, esfignomamômetro, etc.).
  - Filmadora com tripé.
  - Computador.
- Softwares
  - LibreOffice Calc (Livre).
  - Microsoft Office Excel 2007
  - SUS Calculator Package v1.32
- Normas (ANEXO F, p.605)
  - ABNT NBR 9050:2004

- ISO 20282:2006(E)
- Formulários / Protocolos de Avaliação
  - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE K, p.497-499)
  - Escala Analógica de Dor (APÊNDICE L, p.500)
  - Índice de Incapacidade de Oswestry (APÊNDICE M, p.501-502)
  - Ficha de Coleta de Dados Antropométricos (APÊNDICE N, p.503)
  - Protocolo SUS (APÊNDICE O, p.504; APÊNDICE P, p.505)
  - Protocolo do Grau de Satisfação das Tarefas Básicas (APÊNDICE Q, p.506)

6.3.2.2 Questões Éticas

A Resolução N°. 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde (CNS), e da norma ERG BR 1002, que se refere ao Código de Deontologia do Ergonomista Certificado (CDEC), da Associação Brasileira de Ergonomia (Abergo), aprovada em 4 setembro de 2002 e revisada em 23 de outubro de 2003, estabelece que pesquisas com seres humanos devem ser submetidos a um Comitê de Ética em Pesquisa.

A sistemática metodológica da pesquisa sofreu modificações após o Exame de Qualificação, que impossibilitou a submissão do trabalho a um Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), frente ao prazo disponível para sua conclusão. Entretanto, não se deixou de estabelecer premissas éticas para proteger os voluntários, os pesquisadores e as instituições vinculadas a pesquisa. A seguir, as premissas que orientaram os trabalhos experimentais:

- Atender às exigências éticas e princípios científicos fundamentais;
- Obter de todos os sujeitos que participarão da pesquisa como voluntários e das instituições responsáveis por esses indivíduos, o “Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)”;
- Realizar uma entrevista de anamnese com os voluntários, para localizar princípios de incapacidade que possam comprometer a integridade física, moral do sujeito, dos pesquisadores e dos envolvidos indiretamente neste estudo;
- Dispensar a participação dos sujeitos que apresentar indícios de vulnerabilidade física;
- Obter uma coleta de dados compatíveis com as propostas iniciais da pesquisa, que possibilite o aprimoramento do objeto pesquisado;
- Tornar públicos os procedimentos e os resultados da pesquisa à

sociedade científica, colaborando com o avanço da Ciência e da tecnologia;

- Os sujeitos aptos e inaptos para o teste devem ser tratados com respeito e dignidade e seus desejos devem ser respeitados, desde que esses desejos não comprometam sua integridade física e moral;
- Os sujeitos devem ser orientados antes e durante a abordagem, até sua finalização e a comunicação verbal deve ser clara e objetiva, com vocabulários do cotidiano, para facilitar o entendimento e evitar equívocos;
- Os riscos e os benefícios devem ser avaliados e equilibrados, favorecendo os benefícios e minimizando os danos e os riscos;
- A presença de um técnico de enfermagem no momento do teste deverá ser solicitada, para garantir que os danos previsíveis sejam evitados;
- Apresentar relevância social e que favoreça o público pesquisado.

Adaptado de CARRIEL (2007, p.99-100).

6.3.2.2.1 Protocolos de Anamnese

Adotaram-se, para esse estudo, dois protocolos para verificar as condições físicas do participante, antes de submetê-lo ao teste, os quais também foram utilizados por Santos (2011, p.10) em sua pesquisa. Esses protocolos possibilitaram conhecer e preservar o estado de saúde do participante e, também, garantir maior confiabilidade e ética da pesquisa. O primeiro protocolo trata da “Escala Analógica de Dor” e o segundo instrumento do “Índice de Incapacidade de Oswestry”.

A Escala Analógica de Dor (APÊNDICE L) é uma escala unidimensional, proposta pela Sociedade Brasileira para o Estudo da Dor (SBED) para mensurar a severidade da dor, com valores crescentes de 0 a 10, em que “zero” é ausência de dor e “10” é a maior dor experimentada. Esses valores são apontados pelo participante em uma quadrícula correspondente no formulário.

O Índice de Incapacidade de Oswestry (APÊNDICE M) permite determinar a intensidade da dor e a incapacidade funcional dos sujeitos nas últimas seis semanas antes do teste. Esse procedimento é baseado em um questionário que indica a incapacidade em consequência de alteração discal; trata-se de um questionário composto por questões que abordam o sintoma álgico no repouso e no movimento, e repercussão da patologia nas Atividades da Vida Diária (AVDs), classificado através de escores.

A seguir o QUADRO 6.10, apresenta o comparativo entre as escalas de ambos os instrumentos. Para preservar a integridade física do sujeito, adotou-se que

os sujeitos “aptos” a participarem do teste deveriam apontar na Escala Analógica de Dor que não possuíam nenhuma dor (0) ou apresentava uma leve dor (1-3), e no protocolo de Oswestry, o grau de incapacidade não deveria passar de 40%.

QUADRO 6.10 – Comparativo entre as Escalas

ESCALA ANALÓGICA DE DOR			ÍNDICE DE INCAPACIDADE DE OSWESTRY		
Escala	Legenda	Avaliação	Escala	Legenda	Avaliação
0	Sem dor	APTO	0 a 20%	Mínima	APTO
1-3	Leve		21 a 40%	Moderada	
3-6	Moderada	RESTRIÇÃO	41 a 60%	Intensa	INAPTO
6-9	Intensa	INAPTO	61 a 80%	Aleijado	
10	Pior dor possível		81 a 100%	Inválido	

Fonte: SANTOS (2011, p.35)

Portanto, adotou-se, por segurança, que os sujeitos “APTOS” a realizar os testes de usabilidade apontaram, na Escala Analógica de Dor, que sua intensidade de dor estava entre o níveis 0 (sem dor) até 3 (leve) e que o seu grau de incapacidade, pelo Índice de Oswestry, deveria estar entre 0% (mínima), até 40% (moderada). Os respectivos procedimentos de aplicação podem ser observados nos próprios apêndices.

6.3.2.3 Método: Aplicação da ISO 20282:2006(E)

A sistemática metodológica empregada nesta tese foi adaptada do modelo proposto pela norma ISO 20282:2006(E), a qual foi amplamente discutida no Capítulo 4. Para uma melhor compreensão, a FIGURA 6.5, a seguir, ilustra a estruturação das etapas e a respectiva divisão em abordagens.

Na primeira abordagem, foi selecionado o referencial tecnológico de cadeira de rodas, o qual serviu de base tanto para a análise da usabilidade, quanto para os estudos dos padrões de propulsão manual, respectivamente, tratados pela segunda e terceira abordagem.

FIGURA 6.5 – Fluxograma da segunda abordagem.

A seguir, será elucidada cada uma das etapas que compreende a segunda abordagem, que se inicia com a preparação do ambiente (Item 2) e encerra-se com a análise da efetividade da operação (Item 9). Os dados coletados de eficiência, eficácia e satisfação foram essenciais para comprovar a falta de mobilidade dos cadeirantes e, também, na recomendação de diretrizes projetuais para o desenvolvimento de um produto mais satisfatório.

6.3.2.3.1 Contexto de Uso: Laboratório

Após a seleção da cadeira de rodas de propulsão manual (Abordagem 1), etapa de identificação do produto a ser testado, o próximo passo é caracterizar o contexto de uso desse produto. Portanto, nos próximos subcapítulos serão especificadas as condições ambientais e de utilização do equipamento, as tarefas que serão realizadas e quais serão os usuários que participarão do teste, conforme os tópicos apresentados a seguir:

- Preparação do Ambiente do Teste de Usabilidade;
- Adequação da Cadeira de Rodas ao Sujeito;
- Definição e Classificação dos Sujeitos em Grupos;
- Identificação das Variáveis de Medições;
- Procedimentos para a Aplicação do Protocolo SUS;
- Medição da Taxa de Sucesso;
- Análise da Efetividade da Operação.

O modelo de cadeira de rodas de propulsão manual adotado foi desenvolvido para realização das Atividades da Vida Diária (AVDs). O teste de usabilidade será realizado em ambiente controlado de laboratório, cujo contexto não reproduz todas as realidades de uso do equipamento, especialmente, aquela em que o usuário permanece mais de oito horas na posição sentada.

Esse contexto experimental objetiva uma análise bem específica, que abrange a morfologia e a interação do usuário, no manuseio dos dispositivos de interface presentes na cadeira e, também, os aspectos posturais e limitadores biomecânicos desse usuário.

6.3.2.3.1.1 Preparação do Ambiente do Teste de Usabilidade

O teste de usabilidade foi realizado em uma pista de teste demarcada no piso do Laboratório de Ergonomia da Faculdade de Administração e Artes de Limeira (FAAL) e na Sala “Professor Emérito Wilson Bertrame” da Escola Técnica Sales Gomes. Essa pista foi construída (Item 2, Fig. 65, p.65) levando-se em consideração o perímetro da roda da cadeira selecionada e as recomendações disponíveis na norma ABNT NBR 9050:2004.

A pista possui duas áreas denominadas Módulo de Referência (MR) e uma área definida como percurso linear (FIGURA 6.6). Os Módulos de Referência (MR) tratam-se da área de projeção de uma pessoa utilizando uma cadeira de rodas, conforme definida pela NBR 9050:2004, cujas dimensões são 0,80 m (Cota A) por 1,20m (Cota B). Neste estudo, esses módulos representam o início (A) e o término (B) do teste.

A pista possui 2,6 metros de comprimento (Cota C), que foi determinado multiplicando-se o perímetro da roda ($\varnothing$ 24 polegadas) por cinco, com o objetivo de garantir uma pista suficiente para analisar a frequência dos diferentes padrões de movimentos de propulsão e, também, o estudo dos ciclos completos desses respectivos movimentos.

Boninger (2002) aponta que determinados padrões de propulsão provocam mais movimentos repetitivos dos braços, interferindo significativamente na relação de desempenho da autopropulsão com o deslocamento, ou seja, determinados padrões exigem mais toques com menos deslocamentos.

FIGURA 6.6 – Vista superior da pista do teste de usabilidade

A pista foi delimitada com fita de demarcação de solo na cor amarela e, no centro da área do rolamento, foi inserida uma linha vermelha, para facilitar a análise do desempenho dos sujeitos diante das imagens gravadas e, também, para orientar a manutenção da retilidade na hora do deslocamento.

O ambiente foi calibrado, utilizando-se um painel quadriculado de 0,5 x 0,5 metros. Esse painel garantiu maior confiabilidade na análise das imagens gravadas, especialmente, na composição das imagens capturadas de diferentes câmeras. A FIGURA 6.7, traz a vista superior e frontal da estrutura montada para o teste.

FIGURA 6.7 – Calibrador de ambiente e painel quadriculado.

Após o posicionamento das câmeras (Cota E e G), o ambiente estará pronto para a realização dos testes (FIGURA 6.8; (a; b)). Duas câmeras digitais de alta frequência (ANEXO D, p.603) foram utilizadas na captura dos movimentos. Uma foi posicionada na lateral, pegando o plano sagital esquerdo do sujeito no avanço, e a outra, no centro da pista, após o módulo de referência “B”, filmando o plano frontal do sujeito no avanço e o posterior no retorno.

FIGURA 6.8 – (a) Vista superior do posicionamento e cone de captura da câmera 1.

FIGURA 6.8 – (b) Vista superior do posicionamento e cone de captura da câmera 2

6.3.2.3.1.2 Adequação da Cadeira de Rodas ao Sujeito

Constatada a aptidão do sujeito a participar do teste de usabilidade, o próximo passo foi verificar se a cadeira de rodas selecionada atendia às características físicas do sujeito (Ver item 3, Fig. 6.5, p.310). Para esse estudo comparativo, foram coletadas algumas variáveis antropométricas do sujeito.

Um protocolo foi criado para coleta e para padronizar o registro da antropometria dos sujeitos (APÊNDICE N, p.503). Essas informações foram úteis para correlacionar o desempenho de cada sujeito, na realização da tarefa de autopropulsão da cadeira de rodas.

As medidas antropométricas coletadas correspondem à altura poplítea (A), profundidade sacro-poplítea (B), altura do assento-cotovelo (C), altura assento-acrômio (D), altura do assento-cabeça (E), largura do assento (F), largura do quadril (G), largura dos ombros (H), altura da lombar (I), comprimento e largura da mão (J e K), conforme mostrado pela FIGURA 6.9 a seguir.

FIGURA 6.9 – Dimensões antropométricas.

Vale destacar que esses dados foram apenas para orientar a análise do desempenho da usabilidade e dos padrões de propulsão manual da cadeira de rodas. Não utilizamos antropômetros específicos para realizar esta coleta de dados. Os instrumentos utilizados foram fita métrica, metro articulado e um paquímetro. As medições foram realizadas pelo próprio pesquisador.

6.3.2.3.1.3 Definição e Classificação dos Sujeitos

Segundo as recomendações da ISO 20282-2:2006(E), quanto maior o tamanho da amostra, maior será o grau de confiabilidade. A norma sugere que a seleção dos sujeitos seja de forma aleatória e randomizada, ou seja, é importante que a amostra seja estratificada por categorias.

Participaram dessa pesquisa 43 sujeitos, os quais foram classificados em dois grupos. O Grupo 1 (G1; n=3), composto pelos sujeitos usuários de cadeira de rodas de propulsão manual (cadeirantes); enquanto que o Grupo 2 (G2; n=40) foi composto por sujeitos que não fazem uso de cadeira de rodas no dia a dia (não cadeirantes), conforme apresentado pelo QUADRO 6.11, a seguir:

QUADRO 6.11 – Sujeitos da pesquisa.

GRUPO	SUJEITOS	FAIXA ETÁRIA	GÊNERO	n
G1	Usuários de Cadeira de Rodas de Propulsão Manual (n= 3)	20 a 60 anos	M	2
			F	1
G2	Não usuários de Cad. de Rodas de Propulsão Manual (n=40)	20 a 60 anos	M	22
			F	18

Utilizou-se a recomendação da norma ISO 20282-2:2006(E) (ANEXO G, p. 606), para estabelecer um recrutamento de usuários representativo para amostragem (Ver item 4 e 5, Fig. 6.5, p.310) e, também, os respectivos intervalos de confiabilidade, para efetivar a operação em relação ao número de sujeitos presentes nessa amostragem.

Por exemplo, numa amostra com 16 sujeitos, o número máximo de usuários mal sucedidos necessários para estimar uma taxa de sucesso superior a 80%, com 95% de confiança é zero; e, com esse índice, a taxa mínima de sucesso dessa população estaria estimada em 82,9%. Já numa amostra com 30 sujeitos, os insucessos não devem exceder dois sujeitos, para que a taxa mínima de sucesso esteja em torno de 80,5% e garantir uma confiabilidade de 95%.

6.3.2.3.1.4 Identificação das Variáveis de Medições

O objetivo desta abordagem foi mensurar as taxas de eficiência, eficácia e satisfação do sujeito na realização de tarefas básicas com a cadeira de rodas de propulsão manual. Consequentemente, essa análise possibilitou o levantamento de algumas recomendações projetuais, para interferências no design do produto.

A norma ISO 9241-11:2007 traz informações para mensuração da usabilidade, a qual, também, pode ser especificada ou medida segundo outras perspectivas, como por exemplo, a facilidade de aprendizado, de memorização e a baixa taxa de erros. Jordan *et al.* (1991) *apud* Moraes (2005) desenvolveu um modelo de usabilidade centrado em três componentes: (1) a capacidade de uso, (2) de aprendizagem e (3) a performance de usuários experientes.

A capacidade de uso avalia se o usuário consegue explorar o sistema e realizar as tarefas rapidamente. Já a capacidade de aprendizagem (memorização) estabelece um vínculo do usuário com o produto e, se mesmo após um certo tempo, o usuário é capaz de retornar ao sistema e realizar suas tarefas, sem a necessidade de reaprender como interagir com o objeto. Caso ocorram erros, tanto o usuário, quanto o sistema deve apresentar dinamismo que favoreçam a recuperação desse erro cometido.

Para mensurar esses parâmetros, utilizou-se o protocolo desenvolvido por Brooke (1996, *apud* TULLIS; ALBERT, 2008, p.138-139) denominado “*System Usability Scale (SUS)*”. Conforme descrito pelo tópico 4.4.3, o SUS trata de uma escala simples, de dez itens, que oferece uma visão global e subjetiva da usabilidade.

O SUS é uma escala que provoca o respondente a uma escolha forçada, onde a declaração é feita e, em seguida, o entrevistado indica o grau de concordância, com a afirmação em uma escala de cinco pontos.

No entanto, a construção de uma escala Likert é um pouco mais sutil. As declarações, com as quais os sujeitos indicam acordo e desacordo, devem ser formuladas com muito cuidado. A técnica empregada para seleção dos itens utilizando uma escala Likert deve conduzir o sujeito a expressões extremas de sua atitude na facilidade de uso.

No caso das cadeiras de rodas de propulsão manual a construção das afirmações teve seu foco em algumas tarefas comuns, realizadas pelos usuários

desse equipamento, como: abrir/fechar a cadeira, sentar/levantar, manobrar, estacionar, transferir, remover/colocar suportes auxiliares, desviar de obstáculos e autopropulsionar. Além dessas tarefas, questionou-se de forma direta o grau de conforto do equipamento.

As tarefas englobam alguns elementos do produto. A sutileza está na identificação dos elementos mais solicitados, tanto na interferência, quanto na colaboração da facilidade de uso. O QUADRO 6.12, a seguir, estabelece um norte para a análise da relação entre as tarefas e os cinco sistemas que compõem a cadeira de rodas, ou seja, (1) propulsão, (2) deslocamento, (3) suporte para o corpo, (4) estrutural e (5) morfológico.

QUADRO 6.12 – Relação entre Tarefas e Sistemas da Cadeira de Rodas

TAREFAS BÁSICAS	SISTEMAS / ELEMENTOS ENVOLVIDOS	ITENS DE ANÁLISE		
		EFICÁCIA	EFICIÊNCIA	SATISFAÇÃO
Abrir/Fechar	Estrutural: Sistema de sanfonamento em “X”, suporte para o descanso dos pés.	Conseguiu abrir/fechar a cadeira.	Tempo de realização da tarefa	Escala para apontar o grau de facilidade
Sentar/levantar	Suporte para o corpo, estrutural / Assento, encosto, apoiadores de braços, pés.	Conseguiu sentar/levantar com facilidade.	Tempo de realização da tarefa.	Escala para apontar o grau de facilidade.
Manobrar	Propulsão, deslocamento: Aro de propulsão, pneu, estrutura.	Respeitou os limites da pista.	Tempo de realização da tarefa.	Escala para apontar o grau de facilidade.
Estacionar	Propulsão, deslocamento, estrutural e morfológico / Aro de propulsão, quadro.	Manteve-se dentro do módulo de ref.	Tempo de realização da tarefa.	Escala para apontar o grau de facilidade.
Transferir	Estrutural, deslocamento, suporte para o corpo, morfológico: Freios, apoiadores de braços e pés, quadro.	Conseguiu sair da cadeira com facilidade.	Tempo de realização da tarefa.	Escala para apontar o grau de facilidade.
Remover/colocar suportes auxiliares	Estrutural / Suporte para os pés e braços, almofadas.	Conseguiu realizar a tarefa.	Tempo de realização da tarefa.	Escala para apontar o grau de facilidade.
Desviar de obstáculos	Propulsão, deslocamento, estrutural / Aro de propulsão.	Respeitou os limites da pista.	Tempo de realização da tarefa.	Escala para apontar o grau de facilidade.
Autopropulsionar	Propulsão / Aro de propulsão.	Conseguiu se deslocar com a cadeira.	Tempo de realização da tarefa.	Escala para apontar o grau de facilidade.

A eficácia está relacionada com a taxa de sucesso, ou seja, se o sujeito conseguiu realizar a tarefa da melhor forma possível ou não. Para medir essa variável, foi utilizado o protocolo (APÊNDICE Q) e a análise observacional dos vídeos gravados dos respectivos testes. Já a eficiência está relacionada com o tempo de realização da tarefa. Para isso, foi sugerido ao sujeito realizar as respectivas tarefas no menor tempo possível. Um cronômetro foi utilizado para medir esse tempo.

Para mensurar o grau de satisfação da usabilidade, foi utilizada uma escala graduada do tipo “*smile scale*” ou escala de satisfação, conforme recomendado pela norma ISO 20282:2006(E). Portanto, com esses procedimentos, foi possível correlacionar o desempenho da usabilidade com o design dos elementos que compõem a cadeira de rodas de propulsão manual.

Uma cadeira de rodas de propulsão manual, como a que foi utilizada neste teste, possui mais de 30 componentes mecânicos. Ficaria difícil abranger cada um desses itens, pois, muitos são utilizados indiretamente pelo sujeito, como os rolamentos das rodas. Portanto, para a construção das dez afirmações do protocolo SUS, baseou-se nas tarefas e nas heurísticas utilizadas para classificar as cadeiras de rodas.

Realizou-se um pré-teste com cinco sujeitos, para verificar as potencialidades de cada um desses itens. Após essa verificação foram escolhidas as dez afirmações que iriam compor o protocolo SUS, ou seja, os itens que obtiveram as respostas mais extremas do conjunto original foram, então, as selecionadas.

As variáveis de medições foram previamente identificadas e foi realizado um pré-teste para corrigir as incongruências do protocolo, tornando a coleta de dados mais fiel à realidade. Optou-se em aplicar o pré-teste com sujeitos não usuários de cadeira de rodas, para garantir que nenhum indivíduo trouxesse vícios de usabilidade.

O pré-teste também possibilitou desenvolver uma ferramenta com correlações com os itens selecionados e uma linguística destinada e apropriada aos sujeitos finais. Os itens foram escolhidos de modo que a resposta comum à metade deles era de forte acordo e, para a outra metade, de forte discordância.

Essa técnica de escolha foi sugerida por Brooke (1996), para se evitar viés de resposta, causado pelos sujeitos que não têm que pensar sobre cada afirmação. Alternando itens entre pontos positivos e negativos, o sujeito tem que ler cada

declaração e fazer um esforço para pensar se concordam ou não com a afirmativa.

O protocolo SUS pode ser observado pelo APÊNDICE P, p.505. As afirmações escolhidas cobrem uma variedade dos aspectos da usabilidade das cadeiras de rodas de propulsão manual, tais como a necessidade de apoio, treinamento e complexidade. Portanto, têm um alto nível de validade para medir a utilidade desse recurso de tecnologia assistiva.

6.3.2.3.1.5 Elaboração do Procedimento Padrão

Outro direcionamento da ISO 20282-2:2006(E) prevê a elaboração de um procedimento padrão para a realização do teste (Item 7, Fig. 6.5, p.310), ou seja, deve-se elaborar uma rotina, a qual deve ser seguida sistematicamente para todos os sujeitos que participarão do experimento.

No presente estudo, os procedimentos foram divididos em oito etapas, as quais estão descritas pelo QUADRO 6.13, a seguir:

Primeiramente foram esclarecidos a cada participante, a natureza e o propósito da pesquisa, os benefícios e os possíveis riscos associados à participação neste estudo. Após esses esclarecimentos o participante foi convidado a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE K, p.497-499) formalizando sua participação como voluntário da pesquisa.

Na sequência, foram aplicados os dois protocolos de anamnese para verificar as condições físicas do sujeito, antes de realizar o teste, ou seja, o primeiro protocolo trata do “Escala Analógica de Dor” e, o segundo instrumento, do “Índice de Incapacidade de Oswestry”.

Constatada a aptidão do sujeito, realizaram-se as coletas das dimensões antropométricas, com o protocolo apresentado pelo APÊNDICE N, p.503. O objetivo de coletar esses dados antropométricos foi para verificar o grau de adequação da cadeira de rodas ao sujeito. Os sujeitos recrutados com dimensões muito distantes dos padrões dimensionais do referencial tecnológico adotado foram dispensados e substituídos.

QUADRO 6.13 – Roteiro para o teste de usabilidade em cadeira de rodas

ETAPA	ESPECIFICAÇÃO	OBJETIVO
1º	Apresentação da pesquisa e orientações sobre o teste.	Informar o sujeito e posicioná-lo sobre cada elemento do teste e como será realizado.
2º	Preenchimento do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE K, p.497-499)	Conforme Resolução N°. 196, 10/10/1996, CSN e ERG BR 1002, CDEC, Abergó.
3º	Aplicação dos protocolos de anamnese para preservar a integridade física do sujeito.	Verificar a aptidão física do sujeito a partir da quantificação da dor.
4º	Coleta das medidas antropométricas básicas do sujeito (APÊNDICE N, p.503).	Parâmetros ergonômicos para checar a adequação da interface.
5º	Tempo de 20 minutos para o sujeito experimentar a cadeira de rodas e fazer simulações do percurso do teste.	Deixar o sujeito menos ansioso e possibilitar o conhecimento do equipamento.
6º	Preparação do sujeito. Os pontos de referência são: Acrômio, Epicôndio lateral, Fissura radio ulnar e Metacarpo.	Aplicação dos pontos de referências (bolinhas de isopor) no corpo do sujeito.
7º	Gravar o sujeito realizando o percurso e as tarefas básicas.	O sujeito deve utilizar o padrão natural de propulsão, fazendo o procedimento por três vezes.
8º	Aplicar o protocolo SUS (APÊNDICE O, p.504; APÊNDICE P, p.505)	Coleta de dados do experimento realizado com o voluntário.
9º	Aplicar o protocolo do Grau de Satisfação das Tarefas Básicas (APÊNDICE Q, p.506).	Coleta de dados do experimento realizado com o voluntário.

No quinto passo, propusemos aos sujeitos experimentarem a cadeira de rodas por 20 minutos cronometrados. O objetivo foi garantir ao sujeito um tempo para sentir o equipamento, ou seja, verificar os ajustes de altura dos apoios de pés e braços, habituar-se ao manuseio dos aros de propulsão, freios, na realização de manobras e transferências.

No sexto passo, colocaram-se os pontos de referências nas articulações do braço direito e esquerdo do sujeito e na cadeira de rodas, conforme apresentado pela (FIGURA 6.10). Esses pontos de referências são bolinhas de isopor revestidas com tecido refletivo fixado no corpo do sujeito com fita dupla face. Os pontos de referência são necessários para facilitar a análise da biomecânica e do comportamento motor das articulações na propulsão.

FIGURA 6.10 – Pontos de referência no sujeito e na cadeira de rodas.

Com o ambiente calibrado, o sujeito inicia o teste de usabilidade, utilizando seu padrão natural de movimento, para propulsionar a cadeira de rodas. O sujeito foi orientado para realizar o percurso com tranquilidade, respeitando os limites físicos e aqueles determinados pela pista do teste. A manutenção da retilineidade é importante para a análise.

Foram realizados três ciclos dos percursos “A-B” (Avanço / Gravação da Frontal) e “B-A” (Retorno / Gravação da Posterior). Iniciou-se do módulo de referência “A” para o “B”, conforme a ilustração da FIGURA 6.11. Quando o sujeito alcançava o módulo “B”, ele realizava todas as manobras necessárias com a cadeira, para retornar ao módulo A e assim, sucessivamente, até completar os três ciclos.

FIGURA 6.11 – Vista superior do percurso A-B (Avanço) e B-A (Retorno)

Concluídos todos os percursos, o sujeito foi submetido a responder os protocolos SUS (APÊNDICE O e P, p.504-505) e do Grau de Satisfação da Tarefa (APÊNDICE Q, p.506), instrumentos para a avaliação da usabilidade da cadeira de rodas de propulsão manual.

Vale ressaltar que seguimos com rigor os procedimentos da técnica. O sujeito respondeu o protocolo logo após o término do teste e nenhum esclarecimento sobre o seu desempenho foi comentado com os sujeitos, antes que eles respondessem o protocolo.

6.3.2.3.1.6 Analisar a Efetividade da Operação

A penúltima etapa da sistemática metodológica consiste em analisar a efetividade da operação (Item 9, Fig. 6.5, p.310), a qual foi medida a partir do percentual de sucesso, que levou em consideração a eficiência da operação, dada pelo tempo cronometrado da tarefa e o grau de satisfação do usuário, na realização do ensaio, o qual foi medido pela escala de satisfação. O tópico 6.3.4 a seguir, irá abordar, em detalhes, como foi realizado o tratamento dos dados coletados.

6.3.3.4 Tratamento dos Dados

6.3.4.1 Análise da Pontuação SUS

Conforme estabelecido nos protocolos (APÊNDICE O e P, p.504-505), as opções de resposta do SUS varia em uma escala de cinco níveis, que vai dos extremos discordo totalmente (1) a concordo totalmente (5). Esses níveis são dispostos da esquerda para a direita. Portanto, as respostas dadas pelos sujeitos devem variar entre 1 a 5 pontos.

Para calcular o índice SUS, essas pontuações devem ser modificadas para se enquadrarem em um intervalo de 0 a 100. Vale destacar que esse intervalo não trata de porcentagem e sim da pontuação global SUS. Para se encontrar esse índice global SUS, deve-se calcular as pontuações de cada item, seguindo os procedimentos a seguir:

Para os itens ímpares deve-se subtrair “1” ponto da resposta dada pelo usuário; e para os itens de número par, deve-se subtrair a resposta dada pelo usuário do valor “5”. Portanto, este procedimento irá converter todos os valores para uma escala de “0” a “4” pontos, sendo “4” pontos a resposta mais positiva.

Por exemplo, para o item 1 "Eu acho que eu gostaria de usar esta cadeira de rodas com frequência", se o sujeito pontuar com 4 esse valor torna-se “3” (4-1). Para o item 2 "Achei a cadeira de rodas de rodas muito complexa", uma pontuação “2” torna-se “3” (5-2).

Após a conversão de todos os valores, devem-se somar os pontos convertidos de cada sujeito e multiplicar esse total por “2,5”, para converter o intervalo de valores possíveis de 0 a 100, em vez de 0 a 40.

Segundo Sauro (2011), é comum cometer erros durante esse processo e ao examinar um conjunto de dados do SUS, constatou-se que, em torno de 10% dos pesquisadores, confundem os dados de alguma forma. Diante desses problemas o autor desenvolveu uma calculadora no Excel, denominada *SUS Calculator Package v.1.32*, para minimizar alguns dos erros de pontuação e verificar a confiabilidade. Nesta pesquisa, utilizou-se a planilha *SUSCalc* para tabular e calcular o índice SUS.

6.3.4.1.1 Calculadora SUSCalc

O *SUSCalc* é composto por 13 planilhas que calcula a pontuação SUS, o grau de confiabilidade e faz a conversão desse índice em percentil, conforme apresentado pelos apêndices ao final desta tese (APÊNDICE T, p.510-519; APÊNDICE U, p.520-529; APÊNDICE V p.530-539).

A FIGURA 6.12 mostra a planilha “*SUS Scoring & Reliability*”. A conversão da pontuação é feita automaticamente pela calculadora. Basta ter a certeza de que os valores tabulados estão entre “1” e “5” pontos (Item 1). Também são exibidos a pontuação média global do índice SUS, o desvio padrão e o número de respostas válidas (item 2). O item 3, mostra as escalas do índice SUS, a usabilidade e a capacidade de aprendizagem para cada um dos valores apontados pelos sujeitos.

Já o item 4, calcula a estimativa da confiabilidade do questionário pelo coeficiente “*Alfa de Cronbach*”. Esse coeficiente “ α ” mede a correlação entre respostas de um questionário, através das respostas dadas pelos sujeitos, apresentando uma correlação média entre as perguntas.

O coeficiente é calculado a partir da variância dos itens individuais e da soma dos itens de cada avaliador de todos os itens presentes no protocolo. Segundo consta no manual do *SUSCalc*, os valores acima 0,70 são sinalizadas como "bom" (Item 5) e valores abaixo de 0,70 são "pobres"; e os valores negativos são sinalizadas como um erro de codificação.

1	Contents									
2	SUS Scoring Sheet & Reliability Test									
3	Paste raw SUS data (scored from 1 to 5) in the columns labeled Q1-Q10 for upto 1000 responses.									
4	* Required Fields									
5										
6	Mean SUS Score	77.9								
7	StDev	13.4								
8	N	37								
9	Cronbach Alpha	0.864								
10										
11										
12										
13										
14										
15										
16										
17										
18										
19										
20										
21										
22										
23										
24										
25										

FIGURA 6.12 – Planilha “*SUS Scoring Sheet & Reliability Test*” (SAURO, 2011. p.18)

Portanto, utilizar o *SUSCalc* ajuda a reduzir alguns erros de pontuação e verificar a confiabilidade da amostra. Também foram incluídos quatro mecanismos para localizar erros ou irregularidades dos dados tabulados na planilha de pontuação SUS (FIGURA 6.13).

Contents											measuringusability.com								
SUS Scoring Sheet & Reliability Test																			
Paste raw SUS data (scored from 1 to 5) in the columns labeled Q1-Q10 for upto 1000 responses.																			
* Required Fields																			
Mean SUS Score		78.3																	
StdDev		13.2																	
# Non-Blank		36																	
Cronbach Alpha		0.873																	
						Coding Check:		Values appear to be coded correctly from 1 to 5											
						Internal Reliability:		Good											
								2-3											
								Orange Highlighted SUS Scores indicate inconsistent respondents Using a Substitute SUS score for 1 Response											
								1 Response											
											Scales								
											SUS	Usability	Learnability	Missing SUS Score					
Q1											Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
I think that I found this											I thought it	I think that I found the	I thought it	I would im	I found this	I felt very c	I needed t		
4											4	4	4	4	2	4	2	4	
4											4	3	4	2	3	2	4	2	4
4											3	1	4	1	4	1	4	2	4
2											2	1	4	1	4	1	4	1	4
6											3	2	3	1	2		3	3	2
7											4	3	4	2	3	2	4	2	4
8											4	3	3	2	2	3	3	3	4

6.3.4.2 Análise da Satisfação do Uso da Cadeira de Rodas

Para analisar o grau de satisfação dos sujeitos em relação à execução das tarefas básicas com a cadeira de rodas, utilizou-se o Excel para tabular e fazer os cálculos das variáveis pesquisadas.

A FIGURA 6.14 mostra o valor Likert agregado para cada item do “*smile scale*”. Vale ressaltar que, para afirmações positivas, a sequência da escala deve partir do maior (5) para o menor valor (1). Enquanto que, para afirmações negativas, a sequência deve ser contrária. Portanto, a construção do protocolo deve seguir esse procedimento e intercalar entre afirmações positivas e negativas.

DISCORDO TOTALMENTE	DISCORDO PARCIALMENTE	NEM CONCORDO NEM DISCORDO	CONCORDO PARCIALMENTE	CONCORDO TOTALMENTE
1	2	3	4	5

FIGURA 6.14 – Valor agregado para cada “*Smile Scale*”

O método utilizado para analisar os resultados obtidos pelo protocolo de satisfação (APÊNDICE W, p.540-541), proposto por McClelland (1976, p.93), admite que todos os itens abordam a mesma atitude (opinião), e que todos os sujeitos levaram a sério o teste de usabilidade proposto.

Segundo o autor, podem-se prever padrões bem semelhantes a todos os itens e coerência nas respostas apresentadas pelos sujeitos; isto é, quase tudo no mesmo nível de concordância. Caso os resultados apontem o contrário, há duas possibilidades: (a) os itens tratam de mais de um assunto, ou (b) alguns sujeitos responderam ao acaso. O método que segue permite destacar tais falhas.

O QUADRO 6.14 apresenta os procedimentos utilizados para a análise do grau de satisfação. Verificar o APÊNDICE W, p.504-501, para identificar os respectivos campos.

QUADRO 6.14 – Procedimentos para análise do grau de satisfação

ETAPA	PROCEDIMENTOS
1	Fazer a soma das respostas dadas pelos sujeitos nas filas e colunas.
2	Destaque os sujeitos que mostraram, em geral, respostas coerentes comparando item por item.
3	Excluir da análise os sujeitos que mostraram respostas incoerentes.
4	Classificar os sujeitos em grupos que se mostraram mais ou menos favoráveis e desfavoráveis ao questionamento.
5	Identificar nas colunas os itens que se mostraram, em geral, padrões coerentes de respostas.
6	Tabular os diversos grupos de sujeitos e itens, pois, dentro de cada grupo as respostas ficam mais coerentes.
7	Comparar os dois grupos de sujeitos com base nas suas respostas, coloque todos os dados em uma única planilha.
8	Colocar em primeiro lugar o sujeito que deu o maior número de respostas “5” e assim, sucessivamente, com os deram respostas, 4, 3, 2 e 1.
9	Para confirmar esse <i>ranking</i> , calcular a probabilidade utilizando o Mann-Whitney U-test.

Fonte: Adaptado de McCLELLAND (1976).

A limitação dessa sistemática está atrelada apenas a informar sobre as atitudes ou opiniões dos sujeitos que participaram do teste de usabilidade, diante das tarefas executadas com a cadeira de rodas. O protocolo foi aplicado sem ter sido previamente testado com grupos semelhantes aos da população alvo. Foi redigido na forma de uma escala de Likert, com cinco níveis, e os resultados foram úteis para complementar o estudo do índice SUS.

6.3.5 Fluxograma da Segunda Abordagem

FIGURA 6.15 – Fluxograma da segunda abordagem: teste de usabilidade

6.4 TERCEIRA ABORDAGEM: ANÁLISE DOS PADRÕES FUNDAMENTAIS DO MOVIMENTO DE PROPULSÃO MANUAL DE CADEIRAS DE RODAS

6.4.1 Apresentação

A terceira abordagem busca investigar os diferentes padrões fundamentais do movimento da propulsão manual. O objetivo foi detalhar os estudos da usabilidade, verificando as possíveis interferências dos diferentes padrões de propulsão no desenvolvimento projetual de cadeira de rodas.

Diante da proposta inicial e dos conceitos do Design Centrado no Usuário (DCU), essa abordagem visa complementar o levantamento de recomendações projetuais para cadeira de rodas, levando em consideração o comportamento motor do sujeito, na propulsão manual.

O comportamento motor é consequência do desenvolvimento que todos os indivíduos sofrem durante a vida para se adequar às necessidades. Geralmente, as variáveis que interferem nesse processo são as tarefas, os limites biomecânicos de cada indivíduo e os ambientes.

Uma pessoa com deficiência ou com mobilidade reduzida dependerá da adequação dos ambientes e dos recursos de tecnologia assistiva, para exercer suas Atividades da Vida Diária (AVDs), e não o contrário. Portanto, se os equipamentos, como cadeiras de rodas, não estiverem adequados aos padrões do movimento da propulsão natural do indivíduo, corre-se o risco esse indivíduo estar se adequando à tecnologia, o que seria anormalidade, diante dos conceitos do design ergonômico.

Para realizar esse estudo, utilizou-se a mesma estrutura de laboratório desenvolvido para a segunda abordagem. Mesmo já esclarecido em tópicos anteriores, é relevante reiterar que esse estudo utiliza um referencial tecnológico de cadeira de rodas e a avaliação não está focada no produto selecionado, mas, nas particularidades das tarefas que serão executadas.

Nosso objetivo não é levantar os prós e contras do referencial tecnológico, mas, sugerir recomendações de projeto que fortaleça essa categoria de produto nos aspectos mecânicos, ergonômicos, estruturais, morfológicos e, inclusive, estéticos.

Com foco nos conceitos do Design Centrado no Usuário (DCU), acredita-se que a principal forma de melhorar o desempenho da mobilidade dos usuários de cadeiras de rodas de propulsão manual é estudando a cinemática e a biomecânica

dos diferentes padrões de movimento. Esses padrões demandam recomendações específicas para o projeto dos sistemas de propulsão, de apoio para o corpo, deslocamento e estrutural.

A pesquisa bibliográfica revelou que há quatro maneiras de propulsionar a cadeira de rodas: (a) arco, (b) circular, (c) laço e (d) oito, sendo as formas arco e circular as mais recorrentes entre os indivíduos. Porém, o projetista deve prever a adequação do produto às particularidades dessas formas de movimento e, também, um design que estimule naturalmente a mudança de comportamentos motores ineficientes, para aqueles mais eficientes.

Obviamente, projetar para essa mudança não é uma tarefa simples e instantânea, especialmente, por se tratar de um produto com muitas variáveis e direcionados para diferentes questões terapêuticas. A complexidade da interface tecnológica demanda estudo que abrange o comportamento motor e as diferentes restrições provocadas pelas deficiências.

Entendemos que essa abordagem traz um incipiente processo de reflexão para a área do design, por envolver conceitos que advêm de um campo do conhecimento dificilmente abordado na formação do designer.

Deste modo, para que o design das cadeiras de rodas de propulsão manual caminhe *pari passu* com as necessidades do usuário, é preciso explorar novas fronteiras do conhecimento e envolver fundamentos específicos para um exímio avanço tecnológico do produto.

6.4.2 Procedimentos Metodológicos: materiais, métodos, análise das imagens, tratamento dos dados e resultados.

6.4.2.1 Materiais

- Laboratório de Comportamento Motor (Lacom)
  - Escola de Educação Física e Esporte (EEFE-USP).
  - Endereço: Av. Prof. Mello de Moraes, 65 - Cidade Universitária.
CEP: 05508-030 - São Paulo – SP.
  - Responsável: Professor Dr. Jorge Alberto de Oliveira.
- Laboratório de Vídeo e Estudos Ergonômicos (ANEXO H, p.607-609).
  - Faculdade de Administração e Artes de Limeira (FAAL)
  - Endereço: Av. Engº Antônio Eugênio Lucatto, 2515 – Vila Camargo.
CEP: 13486-083 – Limeira/ SP – Brasil.
  - Responsável: Professor Me. Tomas Guner Sniker
- Sala “Professor Wilson Bertrami” (Mestre Emérito) (ANEXO H, p.607-609).
  - Escola Técnica Sales Gomes de Tatuí
  - Endereço: Praça Adelaide B. Guedes, 1 – Centro.
CEP: 18270-000 – Tatuí/SP – Brasil.
  - Responsável: Professora Beatriz Soares Amaro.
- Equipamentos (ANEXO D, p.603).
  - Cadeira de rodas propulsão manual.
  - Pista para o Teste de Usabilidade.
  - Calibrador bidimensional de ambiente (Painel).
  - Câmeras de vídeo com tripé.
  - Computador.
- Softwares
  - *LibreOffice Calc*.
  - Kinovea – Versão 0.8.20.
- Formulários / Protocolos de Avaliação
  - Fichas para a coleta de dados do padrão de propulsão (APÊNDICES X, Z, AA, AB, AC, AD, p.542-553)
- Miscelâneas para preparação do ambiente

6.4.2.2 Método

Constatada a boa condição física do sujeito para realização dos testes, o participante foi instruído e acompanhado na realização das tarefas propostas pelos testes. Teoricamente, cada etapa do teste está descrita no QUADRO 6.15, a seguir:

QUADRO 6.15 – Roteiro para a coleta dos padrões de movimento.

ETAPAS	ESPECIFICAÇÕES	OBJETIVOS
1°	Demonstrar os padrões fundamentais do movimento: arco, circular, laço e oito.	Orientar o sujeito no movimento dos braços e pega, em cada padrão do movimento.
2°	Treinamento do padrão de propulsão ARCO	Fazer até cinco vezes o percurso do teste, utilizando o padrão ARCO; nessa fase, o pesquisador fará ajustes.
3°	Coletando informações do padrão de propulsão: ARCO	Será realizada três vezes o percurso utilizando esse padrão.
4°	Treinamento do padrão de propulsão CIRCULAR	Fazer até cinco vezes o percurso do teste utilizando o padrão CIRCULAR; nessa fase, o pesquisador fará ajustes.
5°	Coletando informações do padrão de propulsão: CIRCULAR	Será realizada três vezes o percurso, utilizando esse padrão.
6°	Treinamento do padrão de propulsão LAÇO	Fazer até cinco vezes o percurso do teste, utilizando o padrão LAÇO; nessa fase, o pesquisador fará ajustes.
7°	Coletando informações do padrão de propulsão: LAÇO	Será realizada três vezes o trajeto, utilizando esse mesmo padrão de propulsão.
8°	Treinamento do padrão de propulsão OITO	Fazer até cinco vezes o percurso do teste utilizando o padrão OITO; nessa fase, o pesquisador fará ajustes.
9°	Coletando informações do padrão de propulsão: OITO	Será realizada três vezes o trajeto utilizando esse mesmo padrão de propulsão.
10°	Aplicar o protocolo	Aplicação do protocolo de avaliação.

Essa abordagem inicia-se mostrando aos sujeitos os cartões ilustrados (FIGURA 6.16) com as formas do movimento de propulsão, que deverão ser executadas no teste. Neste cartão, há no aro de propulsão, a marcação do ponto inicial e final da pega e, também, a fase aérea do movimento da mão, até iniciar o novo ciclo de propulsão.

FIGURA 6.16 – Cartões dos Padrões do Movimento de Propulsão (a) Arco, (b) Circular, (c) Laço e (d) Oito. A marcação “I” mostra o início, enquanto que a marcação “F” mostra o final da pega no aro de propulsão.

Informou-se ao sujeito que seriam realizados três ciclos dos percursos “A-B” (Avanço/Gravação da Frontal) para cada padrão do movimento. Iniciou-se o percurso no módulo de referência “A” para o “B”, conforme a ilustração da pista de teste da FIGURA 6.11, p.322. Quando o sujeito alcançava o módulo B, ele deveria realizar todas as manobras necessárias com a cadeira, para retornar para o módulo “A” e assim, sucessivamente, até completar os três ciclos.

Antes de executarmos a gravação, o sujeito foi convidado a realizar um treinamento de cada movimento e sugeriu-se que fossem realizados até cinco vezes o percurso do teste, utilizando cada um dos padrões (arco, circular, laço e oito). Nessa fase, o pesquisador observava e fazia ajustes da pega e dos movimentos dos membros superiores, na fase de contato com o aro e na fase aérea da propulsão.

Adotou-se a seguinte sistemática: primeiramente, realizava-se o treinamento e se o sujeito estivesse confiante de todos os detalhes do movimento, era executada a gravação do padrão de movimento. O padrão arco foi o primeiro movimento, depois realizamos o movimento circular, laço e, finalmente, o padrão oito, conforme demonstrado pela FIGURA 6.16 acima.

Após a realização de todos os padrões de propulsão, os vídeos foram editados para análise temporal, cinemática e ergonômica. Neste último, os aspectos antropométricos e posturais de cada movimento de propulsão foram comparados.

6.4.3 Análise das Imagens

Para a análise das imagens foi utilizado o software *Kinovea*⁶⁹, versão 0.8.20. O tutorial do *Kinovea*, desenvolvido pelo Ministério da Educação da Argentina, trata de um programa específico para edição de vídeos e para estudo do comportamento do movimento motor. Este software é bastante utilizado na análise de vídeos esportivos.

Nesta abordagem, os parâmetros de análise dos padrões de propulsão (QUADRO 9) foram os temporais, cinemático e ergonômicos; as nomenclaturas que se utilizaram foram as mesmas proposta por SILVA (2009, p.43).

QUADRO 6.16 – Parâmetros de análise dos padrões de propulsão.

PARÂMETROS			DESCRIÇÃO
TEMPORAIS	FP	Frequência de Propulsão	Número de ciclos de propulsão por unidade de tempo.
	TI	Tempo de Impulso	Produção de força, quando as mãos estão em contato com os aros.
	FR	Fase de recuperação e/ou aérea	Intervalo entre a fase de impulso, quando as mãos estão sendo posicionadas para reinício da próxima fase de impulso.
	TC	Tempo de Ciclo	$CT = FP + FR$
	AI	Ângulo de Impulso	Deslocamento angular das mãos sobre o aro entre o início e o fim do impulso.
	AII	Ângulo de Início de Impulso	Ângulo de início de impulso na vertical, passando pelo eixo da roda.
	AFI	Ângulo do Fim do Impulso	Ângulo entre a vertical do fim do ciclo do impulso.
CINEMÁTICOS	PC	Propulsão Circular	Os parâmetros cinemáticos correspondem à trajetória da mão durante o ciclo de propulsão da cadeira. Os diferentes padrões fundamentais do movimento da propulsão foram estudados por Boninger (2002) e permitem uma reflexão para a morfologia do objeto.
	PL	Propulsão Formato de Laço	
	PO	Propulsão Formato de Oito	
	PA	Propulsão Formato de Arco	
	DP	Deslocamento do Punho	Deslocamento linear das partes do corpo responsáveis pela propulsão manual da cadeira de rodas. Conhecer as amplitudes máximas e mínimas contribui para o design ergonômico.
	DC	Deslocamento do Cotovelo	
	DO	Deslocamento do Ombro	
ANTROPOMÉTRICOS E POSTURAIS	AC	Angulação da Cabeça	Conhecer os parâmetros antropométricos do sujeito, possibilita no desenvolvimento de produtos centralizado no ser humano garantindo, assim, a ergonomia no fornecimento de conforto, segurança e maior eficiência na realização da tarefa.
	AT	Angulação do Tronco	
	AM	Angulações Membros Superiores	
	DS	Dimensionais lineares da Posição Sentada	
	CR	Dimensionais da Cadeira de rodas	

Adaptado de: SILVA (2009, p.43); IIDA (2005).

⁶⁹ Software *Kinovea*. Disponível em: <<http://www.kinovea.org/>> Acessado em: 09 dez. 2013.

6.4.3.1 Recursos do Software Kinovea

Os recursos do software *Kinovea* possibilitou analisar a dinâmica das diferentes formas de propulsão da cadeira de rodas manual. Os vídeos foram analisados a partir do plano sagital e os recursos disponíveis pelo software permitiram encontrar as diferenças entre os parâmetros temporais, cinemáticos, antropométricos e posturais, dos diferentes padrões de movimento.

No presente estudo, verificou-se o comportamento cinemático das articulações do braço nos diferentes padrões de movimento, tendo como referência os pontos marcados nas articulações dos sujeitos, conforme mostrado pela FIGURA 6.10, p.322.

Para avaliação dos parâmetros temporais, utilizou-se o recurso cronômetro. O software oferece quatro formatos para medir o tempo. Nesta pesquisa utilizou-se o padrão clássico de cronômetro, que apresenta o tempo em horas, minutos, segundos e centésimos de segundo (h:mm:ss:centésimos).

Após inserir o cronômetro, configurou-se a cor, o tamanho da fonte e a etiqueta de identificação, utilizando a caixa de configuração da ferramenta (FIGURA 6.17). Adotaram-se, neste estudo, as configurações mostradas pela FIGURA 6.19 a seguir.

FIG. 6.17

FIG.6.18

FIGURA 6.17 – Caixa de configuração do cronômetro

FIGURA 6.18 – Caixa de configuração da trajetória.

FIGURA 6.19 – Cronômetros de impulso (cinza), recuperação (preto) e propulsão (Conf. o a cor do padrão de propulsão) e trajetórias cinemáticas do ombro, cotovelo e mão.

Outro recurso do software permitiu traçar a trajetória da cinemática do ombro, cotovelo, punho e da mão, conforme os pontos de referências pré-estabelecidos nas respectivas articulações (FIGURA 6.19); e, com a ferramenta “goniômetro”, puderam-se obter os ângulos. Apenas a título de padronização para esta tese, adotaram-se as seguintes cores, conforme o QUADRO 6.17, a seguir:

QUADRO 6.17 – Tabela de Padronização das Cores no *Kinovea*

Cronômetro / Goniômetro			Trajetórias Cinemáticas	
Tempo	Impulso (TI)	Amarelo Claro / Amarelo Escuro	Arco (PA)	Azul
	Recuperação (TR)		Circular (PC)	Laranja
	Ciclo (TC)	Conf. Padrão da Propulsão.	Laço (PL)	Rosa
Angulações	Impulso (AI)	Amarelo	Oito (PO)	Verde
	Início Impulso (AII)	Oliva	Ombro (DO)	Conf. Padrão da Propulsão.
	Final Impulso (AFI)	Roxo	Cotovelo (DC)	
	Ang. Cabeça (AC)	Branco	Punho (DP)	
	Ang. Tronco (AT)		Mão (DM)	

Outro recurso é o sistema de coordenadas cartesianas (x;y) (FIGURA 6.20), o painel quadriculado com módulo de 0,50 m, permite calibrar o ambiente a partir da diagonal (0,70 m). Utilizando o recurso de “marcador em cruz” e os pontos de referências no sujeito, é possível encontrar as coordenadas desses pontos no momento inicial (impulso) e final da propulsão (soltura).

Devido às limitações de espaço nos laboratórios e a falta de lente apropriada para a câmera, a gravação da vista frontal foi prejudicada. Portanto, a análise do deslocamento das articulações no plano frontal/posterior foi realizada a partir deste recurso.

FIGURA 6.20 – Sistema de coordenadas cartesianas no plano sagital e marcadores em cruz.

As medições (lineares) antropométricas do sujeito e da cadeira de rodas podem ser realizadas com o recurso “linha” (FIGURA 6.21). Vale ressaltar que antes de se fazerem essas medições, é preciso realizar a calibração do ambiente, a partir da diagonal do módulo quadriculado.

O recurso lupa é útil para uma análise mais precisa; por exemplo, verificar o momento exato de contato ou soltura da mão no aro de propulsão. Para utilizar esse recurso, clica-se no ícone “lupa”, na barra de ferramentas, e aplica no local onde se quer ampliar.

No exemplo da FIGURA 6.21, aplicou-se a lupa na mão do sujeito e, automaticamente, aparece no canto superior esquerdo, a imagem ampliada. Para

aumentar a janela de visualização, puxa-se qualquer um dos vértices do quadrilátero branco.

FIGURA 6.21 – Recurso linha para calibração e medições lineares e lupa.

Além desses apresentados neste subcapítulo, o *Kinovea* oferece outros recursos de referências observacionais, para análise do movimento, a fim de melhorar a qualidade da imagem, como nitidez e contraste. Há, também, ferramentas de medições, edição, comparação da imagem, as quais não foram apresentadas por este subcapítulo, que podem ser consultadas no tutorial presente no próprio software.

6.4.2.4 Tratamento dos Dados

6.4.2.4.1 Variáveis Dependentes e Análise Estatística

Depois de tabulados, os dados coletados foram tratados de duas formas, qualitativamente e quantitativamente. Os dados referentes aos parâmetros temporais, cinemáticos, antropométricos e posturais, também, passaram por uma análise estatística.

A análise comparativa entre as amplitudes angulares antropométricas e posturais do sujeito cadeirante e do não cadeirante foi essencial para o desdobramento e estabelecimento de recomendações de projeto para o design de cadeira de rodas.

Esse estudo comparativo foi realizado de forma qualitativa, levando em consideração a variabilidade entre os padrões do movimento e os grupos de sujeitos pré-definidos. Para isto, os dados de todas as tentativas foram tabulados e normalizados em percentuais do ciclo de execução de 0% a 100%, através da função *spline* cúbica. Posteriormente, foram geradas curvas normalizadas para as articulações dos membros superiores (ombro, cotovelo e mão), para cada uma das tentativas, assim como uma curva média para cada sujeito e para cada grupo pesquisado.

A análise estatística das variáveis dependentes foi realizada utilizando-se o software Excel. Para verificar as diferenças estatisticamente significantes, entre os quatro padrões de propulsão (arco, circular, laço e oito) e as particularidades entre as categorias dos sujeitos. Seguindo as recomendações de Vieira (2006), foi realizada uma análise da variância para medidas repetidas, modelo misto para dois grupos *versus* quatro condições. O nível de significância atribuído foi de $p \leq 0,05$.

Para obter um indicador do nível de variabilidade nas medidas espaços-temporais, de forma qualitativa, foi calculado um coeficiente de variação para essas variáveis. O coeficiente será obtido por meio da divisão do desvio padrão pela média de cada variável. Posteriormente, calculou-se a média do coeficiente de variação de cada integrante para cada variável, em ambos os padrões de propulsão.

6.4.3 Fluxograma da Terceira Abordagem

FIGURA 6.22 – Fluxograma da Terceira Abordagem

6.5 PROCEDIMENTOS PARA ESTABELECEER AS RECOMENDAÇÕES DE PROJETO

6.5.1 Apresentação

Neste subtópico do Capítulo 6, apresentaremos os procedimentos desenvolvidos para estabelecer as recomendações tecnológicas de projeto, para o design de cadeira de rodas de propulsão manual e como esses dados serão apresentados no Compêndio Técnico, proposto no delineamento desta pesquisa.

A cadeira de rodas de propulsão manual foi dividida em cinco sistemas: (1) propulsão manual, (2) deslocamento, (3) suporte para o corpo, (4) estrutural e (5) morfológico. Os procedimentos para o levantamento dessas recomendações foram apresentados levando em consideração a sistemática adotada na pesquisa. Foi feita uma correlação dos dados pesquisados na revisão da literatura, nas cadeiras de rodas estudadas e nos experimentos realizados com referencial tecnológico selecionado.

Para o sistema de propulsão manual foram determinados, por cálculos e medições virtuais utilizando um software específico. A força, os parâmetros temporais e angulares.

Para o sistema de deslocamento foram abordadas as características morfológicas, dimensionais e materiais dos elementos que o compõem, como: as rodas motrizes, rodízios, eixos, mancais e rolamentos, pneus e freios.

Os dados que geraram as recomendações para o sistema de suporte para o corpo, partiram do cálculo do percentil antropométrico, dos dados normalizados e disponíveis na literatura. Esses dados foram correlacionados com os dimensionais da cadeira de rodas e dos sujeitos que participaram dos experimentos, totalizando 29 variáveis de projeto.

Para o sistema estrutural, o compêndio traz as propriedades mecânicas de diferentes tipos de materiais e a influência que exercem no peso, na estabilidade, na durabilidade e na facilidade de uso, como a manobrabilidade da cadeira de rodas.

As recomendações para o sistema morfológico não envolve somente os aspectos estéticos, mas também a questão dos tipos de pegas para dispositivos mecânicos, a facilidade no transporte da cadeira de rodas e, principalmente, os aspectos da segurança, visando à eliminação dos riscos acidentários.

6.5.2 Sistema de Propulsão Manual

O sistema de propulsão manual consiste na combinação dos componentes mecânicos que servem para transmitir a força muscular do usuário para as rodas. O QUADRO 6.18, a seguir, mostra como serão apresentados os dados e sua aplicabilidade.

QUADRO 6.18 – Variáveis para o Design do Sistema de Propulsão

	VARIÁVEIS (FICHA 1)	PROPULSÃO					PROCEDIMENTOS	APLICAÇÃO NO DESIGN
		Natural	Arco	Circular	Laço	Óito		
TRABALHO	1. Força de Propulsão		•	•			Cálculo numérico, levando-se em consideração o teorema dos eixos paralelos, equações de Newton-Euler e Jourdain (LOMBARDI JR.; DEDINI, 2009)	Dimensionamento de sistema de transmissão, classificação das cadeiras de rodas.
	2. Cinemática do Movimento		•	•	•	•	Avaliação da cinemática traçada pelo recurso trajetória do <i>Kinovea</i> . Observação do comportamento e amplitudes das articulações propulsão.	Elaboração de manuais técnicos e de instruções para a forma de uso do sistema de propulsão.
TEMPORAIS	3. Frequência de Propulsão	•	•	•	•	•	Medições virtuais a partir dos vídeos coletados no experimento prático, utilizando os recursos do software <i>Kinovea</i> e realizando tratamento estatístico dos dados.	Desenvolver sistemas que proporcionem menos movimentos repetitivos.
	4. Tempo de Impulso		•	•				Para o desenvolvimento de cadeiras de rodas de alto desempenho, dispositivos de propulsão, avaliação da eficiência e eficácia.
	5. Tempo de Recuperação		•	•				
ERGONÔMICOS	6. Medidas Lineares		•				Medições antropométricas dos sujeitos e da cadeira de rodas. Cálculo dos percentis. (TILLEY, 2005)	Dimensionamento estrutural do produto, produção industrial e logística.
	7. Medidas Angulares		•	•			Medições posturais utilizando goniômetro virtual do software <i>Kinovea</i> e realizando o tratamento estatístico dos dados.	Design da interface tecnológica, acessórios e de dispositivos mecânicos de ajustes para o suporte do corpo, como apoios dos membros e cabeça.
	8. Medidas Posturais (Interface)		•	•	•	•		

6.5.2.1 As Forças Atuantes no Sistema de Propulsão Manual

6.5.2.1.1 Cálculo da Força de Acionamento

A propulsão manual da cadeira de rodas é o movimento gerado pelas articulações e músculos do membro superior do indivíduo, que provoca um impulso a partir do aro presente na cadeira, denominado de acionamento.

Esse acionamento é responsável para movimentar a cadeira para frente, para trás, ou para a realização de giro e manobras. Entretanto, os ossos e músculos devem estar saudáveis, para conseguir criar essa propulsão; uma deficiência, por exemplo, pode gerar limitações biomecânicas.

Segundo Dallmeijer⁷⁰ *et al.* (1994) *apud* Lombardi Jr.(2002, p.85), quanto mais alta for o nível da lesão medular (APENDICE C, p.602), menor é a capacidade de consumir oxigênio; conseqüentemente, menor será a capacidade de o indivíduo gerar potência para propulsionar a cadeira de rodas.

Lombardi Jr. (2002, p.90) definiu procedimentos para calcular a força de propulsão necessária para movimentar a cadeira de rodas, conforme o diagrama de forças mostrado pela FIGURA 6.23 a seguir. Nesse estudo, não se considerou o plano inclinado (φ); portanto, o ângulo “ φ ” igual a zero ($\varphi = 0^\circ$).

Legenda:

W = Peso do Conjunto [N]

W_x = Força Peso na Direção Longitudinal [N]

W_y = Força Peso na Direção Transversal [N]

R_t = Força de Resistência ao Rolamento na Roda Traseira [N]

R_f = Força de Resistência ao Rolamento no Rodízio

h = Altura do Centro de Gravidade (CG) da Cad. de Rodas [m]

l_1 = Distância do Eixo Dianteiro até o CG da Cad. de Rodas [m]

l_2 = Distância do Eixo Traseiro até o CG da Cad. de Rodas [m]

FIGURA 6.23 – Diagrama de forças atuantes na interface tecnológica em plano inclinado.

⁷⁰ DALLMEIJER, A. J. et al. Anaerobic power output and propulsion technique in spinal cord injured during wheelchair ergometry. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. v.1, n.2, p.120-128, 1994.

(Eq.1)

$$W_f = \frac{m \cdot g \cdot l_2}{L} \cdot \cos(\varphi) \qquad W_t = \frac{m \cdot g \cdot l_1}{L} \cdot \cos(\varphi)$$

Onde: W_f = Peso sobre o Eixo Dianteiro [N]

W_t = Peso sobre o Eixo Traseiro [N]

m = Massa da Interface (Indivíduo + Cadeira de Rodas) [kg]

g = Aceleração da Gravidade [m/s^2]

l_1 = Distância do Eixo Dianteiro até o CG da Cad. de Rodas [m]

l_2 = Distância do Eixo Traseiro até o CG da Cad. de Rodas [m]

L = Comprimento da Cadeira de Rodas [m]

φ = Ângulo do Plano Inclinado [$^\circ$]

(Eq.2)

$$R_f = \mu_f \cdot W_f = \mu_f \cdot \frac{m \cdot g \cdot l_2}{L} \cdot \cos(\varphi) \qquad R_t = \mu_t \cdot W_t = \mu_t \cdot \frac{m \cdot g \cdot l_1}{L} \cdot \cos(\varphi)$$

Onde: R_f = Força de Resistência ao Rolamento sobre o Eixo Dianteiro [N]

R_t = Força de Resistência ao Rolamento sobre o Eixo Traseiro [N]

μ_f = Coeficiente de Atrito Dinâmico da Roda Dianteira [-]

μ_t = Coeficiente de Atrito Dinâmico da Roda Traseira [-]

W_f = Peso sobre o Eixo Dianteiro [N]

W_t = Peso sobre o Eixo Traseiro [N]

Definidas as equações (Eq.1) e (Eq.2) a força (F) necessária para que o usuário autopropulsione a cadeira de rodas é definida como sendo:

(Eq.3)

$$F = W_x + R_f + R_t$$

Onde: F = Força de Acionamento [N]

W_x = Componente da Força Peso na Direção Longitudinal [N]

R_f = Força de Resistência ao Rolamento sobre o Eixo Dianteiro [N]

R_t = Força de Resistência ao Rolamento sobre o Eixo Traseiro [N]

Deste estudo participaram 43 sujeitos, sendo 20 do gênero masculino e 23 do gênero feminino; os pesos médios encontrados foram de 82,9 kg para os homens e 69,0 kg para as mulheres. Levando em consideração 90% da amostra os pesos mudam, respectivamente, 105,5 e 89,3 kg, que correspondem ao percentil P95.

A cadeira de rodas utilizada pesa 17,6 kg e tem 105 cm de comprimento conforme o manual do produto (ANEXO D, p.603). A pista do teste de usabilidade foi montada em laboratórios, com piso de assoalho de madeira e concreto queimado.

Lombardi (2002, p.89) adotou um coeficiente de atrito dinâmico de 0,015. Segundo Wilson (2004, p.215), o coeficiente de atrito dinâmico do pneu de uma bicicleta, com uma superfície regular, está em torno de 0,001 a 0,010. Portanto, adotou-se o mesmo coeficiente estipulado pelo autor, igual a 0,015.

Lombardi (2002) ainda ressalta que a força de propulsão aplicada pelas mãos deve ser calculada pela equação 4 (Eq.4) a seguir. A análise considerou apenas as forças aplicadas nos eixos traseiro e dianteiro, sem a divisão das mesmas pelo número de rodas.

(Eq.4)

$$F_{Mão} = \frac{F}{2} \cdot \frac{R}{r}$$

Onde: $F_{Mão}$ = Força da Mão [N]

F = Força de Acionamento [N]

R = Raio da Roda Traseira [N]

r = Raio do Rodízio [N]

Os dados e as respectivas equações foram tabulados em uma planilha de cálculo e os resultados podem ser consultados pelo APÊNDICE X, p.542. Com essas definições, Lombardi (2002) elaborou a modelagem do acionamento manual da cadeira de rodas para determinar as forças atuantes e os momentos em que a autopropulsão gera nas articulações do ombro, cotovelo e punho.

6.5.2.1.2 Modelagem do Acionamento Manual

No estudo sobre acionamento servo-assistido, para cadeira de rodas, Lombardi Jr. (2005) propôs um modelo matemático para determinação das forças biomecânicas de propulsão. O mesmo estudo foi publicado em parceria com Dedini (2009), na revista *“Mathematical and Computer Modelling”*.

Sabe-se que há quatro padrões de propulsão da cadeira de rodas, conforme apresentado pelo Capítulo 5; porém, o tratamento para o cálculo deste modelo matemático é idêntico para todos esses padrões. A justificativa refere-se aos esforços, que ocorrem somente na fase útil da propulsão, quando a mão está em contato com o aro. Reiterando os termos descritos pela FIGURA 5.1, p.236, a propulsão ocorre em três fases, ou seja, a fase de contato (T1), a propulsiva (T2) e a de soltura (T3), conforme apresentado pela FIGURA 6.23, a seguir.

FIGURA 6.24 – Perfil da força e propulsão e duração do ciclo. Lombardi Jr. e Dedini (2009)

Neste modelo, os autores consideraram que todos os movimentos rotacionais dos segmentos do membro superior ocorrem no plano sagital, e que o usuário não utiliza a projeção do tronco para aumentar a força de propulsão. A flexão do tronco para frente é comum entre os usuários de cadeiras de rodas que desejam aumentar a velocidade.

Os itens, a seguir, descrevem essas rotações, cujos eixos estão sempre referenciados à base inercial, ou seja, os eixos Z , Z_1 e Z_2 são paralelos:

- α_1 = Rotação do Braço em torno do Eixo Z (Base Inercial I);
- α_2 = Rotação do Antebraço em torno do Eixo Z_1 (Base Móvel B_1);
- α_3 = Rotação do Punho em torno do Eixo Z_2 (Base Móvel B_2).

Diante dessas definições, os autores estabeleceram as relações entre os ângulos de rotação dos membros nas articulações (Ombro, Cotovelo e Punho) em relação ao ângulo de acionamento θ (teta). O ângulo teta (θ) corresponde ao arco de acionamento gerado pelo ponto inicial e final do contato da mão com o aro de propulsão, conforme pode ser observado pela FIGURA 6.23.

Pela FIGURA 6.24, os autores mostram os sistemas de referência móveis e inerciais, solidário aos membros superiores, que foram empregados nesta abordagem. A matriz de transformação de coordenadas genéricas pode ser definida como mostrado pela equação 1 (Eq. 1), a seguir:

(Eq.1)

$$T \propto_i = \begin{bmatrix} \cos \alpha_i & \sin \alpha_i & 0 \\ -\sin \alpha_i & \cos \alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

FIGURA 6.25 – Representações das bases móveis e solidárias aos membros superiores.

Lombardi Jr. e Dedini (2009) afirmam que a primeira relação a ser obtida é a mais simples e refere-se à base móvel solidária à mão, ao ângulo α_3 e à base móvel B3, considerada igual ao ângulo de acionamento (θ).

Desta forma, os pesquisadores apontam que a força necessária para a propulsão da cadeira de rodas passa a ser tangencial ao aro de propulsão e na mesma direção do eixo móvel Y3, conforme FIGURA 6.23.

O resultado dessa relação resulta na seguinte equação:

(Eq. 2)

$$\alpha_3 = \theta$$

Onde: $\alpha_3 = \theta = \hat{\text{Ângulo de Acionamento}}$

A FIGURA 6.25 a seguir, mostra os vetores (cb , ca , r^* e Yo) utilizados para a determinação da equação de vínculo do sistema, que é responsável por fornecer as relações entre os ângulos das articulações dos membros superiores com o ângulo de propulsão da cadeira de rodas.

Legenda:

cb = Comprimento do Braço;
 ca = Comprimento do Antebraço;
 r^* = Distância entre o Punho e o Centro da Roda (Compr. da Mão + Raio do Aro de Propulsão);
 Yo = Distância do Ombro até o Centro da Roda;
 α_1 = Ângulo do Ombro (Braço/ Yo);
 α_2 = Ângulo do Cotovelo (Braço/Antebraço);
 $\alpha_3 = \theta$ = Ângulo de Acionamento (Centro).

FIGURA 6.26 – Vetores determinantes da equação de vínculos do sistema

Utilizando-se dos vetores definidos na (Eq. 3), em suas referidas bases móveis, e aplicando-se as matrizes de transformação de coordenadas, conforme definidas na (Eq. 3) tem-se:

(Eq. 3)

$${}_I \begin{Bmatrix} 0 \\ Y_O \\ 0 \end{Bmatrix} + T \alpha_1^T \cdot {}_{B1} \begin{Bmatrix} cb \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} + T \alpha_1^T \cdot T \alpha_2^T \cdot {}_{B2} \begin{Bmatrix} ca \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} + T \alpha_3^T \cdot {}_{B3} \begin{Bmatrix} r^* \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} = \vec{0}$$

Onde: $\alpha_1 = \hat{\text{Ângulo de Rotação do Ombro (Braço/Y}_o\text{) em relação a Z [rad]}$

$\alpha_2 = \hat{\text{Ângulo de Rotação do Cotovelo (Braço/Antebraço) em relação a Z [rad]}$

$\alpha_3 = \hat{\text{Ângulo de Rotação da Roda em relação a Z [rad]}$

$\theta = \hat{\text{Ângulo de Acionamento [rad]}}$

A equação 4 (Eq. 4) é uma equação de vínculo cinemático da propulsão e permite determinar os ângulos α_1 e α_2 , que são os ângulos formados pelo braço e antebraço, em função ao ângulo de acionamento (θ).

(Eq. 4)

$$\begin{bmatrix} \cos(\alpha_1) \cdot cb + \cos(\alpha_1 + \alpha_2) \cdot ca \\ \sin(\alpha_1) \cdot cb + \sin(\alpha_1 + \alpha_2) \cdot ca \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r^* \cdot \cos(\theta) \\ r^* \cdot \sin(\theta) - Y_O \end{bmatrix}$$

Onde: $cb = \text{Comprimento do Braço [m]}$

$ca = \text{Comprimento do Antebraço [m]}$

$r^* = \text{Distância do Punho até o Centro da Roda da Cadeira [m]}$

$Y_O = \text{Distância do Centro da Roda até o Ombro [m]}$

A FIGURA 6.25 apresenta a equação de vínculo cinemático dos membros superiores e o aro durante as três fases de propulsão da cadeira de rodas e a FIGURA 6.26 mostra a simulação da Equação 4, com o software Matlab^{®71}.

⁷¹ Matlab (MATrix LABoratory) é um software utilizado para fazer cálculos numéricos, desenvolvido por Cleve Moler na década de 1970 do Departamento de Ciências da Computação da Universidade do Novo México, EUA.

FIG. 6.25

FIG. 6.26

FIGURA 6.27 – Modelo esquemático das variáveis da propulsão manual.

FIGURA 6.28 – Simulação da equação no software Matlab®.

Os autores também utilizaram os referenciais antropométricos propostos por Hall⁷² (2000), que podem ser consultados pelo (ANEXO E, p.604), ao final desta tese. O comprimento dos seguimentos do braço é determinado a partir da estatura do indivíduo, e a massa desses segmentos a partir do peso corporal, conforme discriminados pelos tópicos abaixo:

- Comprimento do Antebraço (ca) = $(0,157 \cdot h) \text{ m}$;
- Comprimento do Braço (cb) = $(0,172 \cdot h) \text{ m}$;
- Comprimento do Pulso (cp) = $(0,057 \cdot h) \text{ m}$;
- Diâmetro do Antebraço (da) = $(ca/3) \text{ m}$;
- Diâmetro do Braço (db) = $(cb/3) \text{ m}$;
- Diâmetro do Pulso (dp) = $(cp) \text{ m}$;
- Massa Corporal do Usuário de Cadeira de Rodas (m) = $X_{\text{Peso}} \text{ kg}$;
- Massa do Antebraço (ma) = $(0,0187 \cdot m) \text{ kg}$;
- Massa do Braço (mb) = $(0,0325 \cdot m) \text{ kg}$;
- Massa do Pulso (mp) = $(0,0065 \cdot m) \text{ kg}$.

⁷² HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 3. Ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2000. Apêndice D – Parâmetros Antropométricos para o Corpo Humano, p.398-399. (Consultar o APÊNDICE E, p.604.)

Para determinar os momentos de inércia do braço (Eq.5), antebraço (Eq.6) e punho (Eq.7), Lombardi Jr (2005) utilizou as seguintes expressões:

(Eq. 5)

$$I_{zz_b} = \frac{1}{4} \cdot mb \cdot db^2 + \frac{1}{12} \cdot mb \cdot cb^2$$

Onde: I_{zz_b} = Momento de Inércia do Braço [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$]

mb = Massa do Braço [kg]

db = Diâmetro do Braço [m]

cb = Comprimento do Braço [m]

(Eq. 6)

$$I_{zz_a} = \frac{1}{4} \cdot ma \cdot da^2 + \frac{1}{12} \cdot ma \cdot ca^2$$

Onde: I_{zz_a} = Momento de Inércia do Antebraço [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$]

ma = Massa do Antebraço [kg]

da = Diâmetro do Antebraço [m]

ca = Comprimento do Antebraço [m]

(Eq.7)

$$I_{zz_p} = \frac{1}{4} \cdot mp \cdot dp^2 + \frac{1}{12} \cdot mp \cdot cp^2$$

Onde: I_{zz_p} = Momento de Inércia do Punho [$\text{kg} \cdot \text{m}^2$]

mp = Massa do Punho [kg]

dp = Diâmetro do Punho [m]

cp = Comprimento do Punho [m]

Vale destacar que os momentos de inércia dos superiores, braço, antebraço e punho foram modelados como se fossem cilindros rígidos. Hall (2000) *apud* Lombardi Jr. (2005) afirma que este tipo de aproximação para os momentos de inércia são satisfatórios, como primeira aproximação.

As FIGURAS 6.27, 6.28 e 6.29 mostram os esforços internos atuantes no braço, antebraço e punho. Para determinar as forças internas nessas articulações Lombardi Jr. e Dedini (2009) aplicaram a equação de Newton-Euler e Jourdan.

FIG. 6.27

FIG. 6.28

FIG. 6.29

FIGURA 6.29– Diagrama do corpo livre para o Braço

FIGURA 6.30 – Diagrama do corpo livre para o Antebraço

FIGURA 6.31 – Diagrama do corpo livre para o Punho

Com base na FIGURA 6.27, observamos o diagrama do corpo livre do braço, e as respectivas forças internas, atuando nas articulações do ombro e do cotovelo. A seguir, as equações de equilíbrio das forças e momentos atuantes nesta região articular:

,C(Eq. 8)

$$\sum F = {}_{B1}Fo + T\alpha_2 \cdot {}_{B2}Fb + T\alpha_1^T \cdot {}_IPb = mb \cdot {}_{B1}ab_{cg}'$$

Onde: F = Força

${}_{B1}Fo$ = Força no Ombro na Base Móvel B1 [N]

${}_{B2}Fb$ = Força no Braço na Base Móvel B2 [N]

$T\alpha_1^T$ = Ângulo do Ombro (Braço / Yo) [rad]

$T\alpha_2$ = Ângulo do Cotovelo (Braço / Antebraço) [rad]

${}_IPb$ = Peso do Braço na Base Inercial [kg]

mb = Massa do Braço [kg]

${}_{B1}ab_{cg}$ = Aceleração do CG do braço na base móvel B1 [m/s^2]

(Eq. 9)

$$\begin{Bmatrix} Fox - \cos(\alpha_2) \cdot Fbx + \sin(\alpha_2) \cdot Fby - \sin(\alpha_1) \cdot mb \cdot g \\ Foy - \sin(\alpha_2) \cdot Fbx - \cos(\alpha_2) \cdot Fby - \cos(\alpha_1) \cdot mb \cdot g \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} -1/2 \cdot mb \cdot \dot{\alpha}_1^2 \cdot cb \\ 1/2 \cdot mb \cdot \ddot{\alpha}_1 \cdot cb \\ 0 \end{Bmatrix}$$

Onde: Fox = Força no Ombro na Direção Longitudinal (Eixo X1) [N]

Foy = Força no Ombro na Direção Transversal (Eixo Y2) [N]

Fbx = Força no Cotovelo na Direção Longitudinal (Eixo X2) [N]

Fby = Força no Cotovelo na Direção Transversal (Eixo Y2) [N]

mb = Massa do Braço [kg]

cb = Comprimento do Braço [m]

g = Aceleração da Gravidade [m/s^2]

(Eq.10)

$$\sum M = {}_{B1}Mo + {}_{B2}Mb - {}_{B1}rb_{cg} \cdot {}_{B1}Fo + {}_{B1}rb_{cg} \cdot T\alpha_2 \cdot {}_{B2}Fb = I_{zzb} \cdot {}_{B1}\dot{\omega}_1$$

Onde: ${}_{B1}Mo$ = Momento Atuante no Ombro [N.m]

${}_{B2}Mb$ = Momento Atuante no Braço [N.m]

${}_{B1}Fo$ = Força Atuante no Ombro [N]

${}_{B2}Fb$ = Força Atuante no Braço [N]

${}_{B1}rb_{cg}$ = Distância entre o Ombro e o CG do Braço [m]

$T\alpha_2$ = Ângulo do Cotovelo (Braço / Antebraço) [rad]

I_{zzb} = Momento de Inércia do Braço

${}_{B1}\omega_1$ = Rotação do Sistema Móvel B1 [rad/s]

(Eq.11)

$$\begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ Mo - Mb - 1/2 \cdot cb \cdot Foy + 1/2 \cdot cb \cdot (-\sin \alpha_2) \cdot Fbx - \cos(\alpha_2) \cdot Fby \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ I_{zzb} \cdot \ddot{\alpha}_1 \end{Bmatrix}$$

Onde: Mo = Momento Atuante no Ombro [N.m]

Mb = Momento Atuante no Braço [N.m]

Foy = Força Atuante sobre o Ombro na Direção Transversal (Eixo Y2) [N]

Fbx = Força Atuante sobre o Cotovelo na Direção Longitudinal (Eixo X1) [N]

Fby = Força Atuante sobre o Cotovelo na Direção Transversal (Eixo Y2) [N]

cb = Comprimento do Braço [m]

I_{zzb} = Momento de Inércia do Braço [$kg \cdot m^2$]

α_1 = Ângulo do Ombro (Braço / Yo) [rad]

α_2 = Ângulo do Cotovelo (Braço / Antebraço) [rad]

Com base na FIGURA 6.28, que representa o diagrama do corpo livre do antebraço com as respectivas forças internas, atuando nas articulações do cotovelo e do pulso, temos as seguintes equações:

(Eq.12)

$$\sum F = {}_{B2}Fb + T\alpha_3 \cdot {}_{B3}Fp + T\alpha_2^T \cdot T\alpha_1^T \cdot {}_1Pa = ma_{B2} \cdot {}_{B2}aa_{cg}$$

Onde: F = Força

${}_{B2}Fb$ = Força no Braço na Base Móvel B1 [N]

${}_{B3}Fp$ = Força no Pulso na Base Móvel B2 [N]

$T\alpha_1^T$ = Ângulo do Ombro (Braço / Yo) [rad]

$T\alpha_2^T$ = Ângulo do Cotovelo (Braço / Antebraço) [rad]

$T\alpha_3$ = Ângulo de Acionamento (Mão / Yo) [rad]

${}_1Pa$ = Peso do Antebraço na Base Inercial [kg]

ma_{B2} = Massa do Antebraço [kg]

${}_{B2}aa_{cg}$ = Aceleração do CG do Antebraço na Base Móvel B2 [m/s^2]

(Eq.13)

$$\begin{Bmatrix} Fbx - \cos(\alpha_3) \cdot Fpx + \sin(\alpha_3) \cdot Fpy - \sin(\alpha_1 + \alpha_2) \cdot ma \cdot g \\ Fby - \sin(\alpha_3) \cdot Fpx - \cos(\alpha_3) \cdot Fpy - \cos(\alpha_1 + \alpha_2) \cdot ma \cdot g \end{Bmatrix} = \dots$$

$$\dots ma = \begin{Bmatrix} -cb \cdot (\cos(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1^2 - \sin(\alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1) - 1/2 \cdot \dot{\alpha}_2 \cdot ca \\ cb \cdot (\sin(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1^2 + \cos(\alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1) + 1/2 \cdot \dot{\alpha}_2 \cdot ca \end{Bmatrix}$$

Onde: Fbx = Força no Cotovelo na Direção Longitudinal (Eixo X2) [N]

Fby = Força no Cotovelo na Direção Transversal (Eixo Y2) [N]

Fpx = Força no Pulso na Direção Longitudinal (Eixo X2) [N]

Fpy = Força no Pulso na Direção Transversal (Eixo Y2) [N]

ma = Massa do Antebraço [kg]

cb = Comprimento do Braço [m]

ca = Comprimento do Antebraço [m]

g = Aceleração da Gravidade [m/s^2]

α_1 = Ângulo do Ombro (Braço / Yo) [rad]

α_2 = Ângulo do Cotovelo (Braço / Antebraço) [rad]

α_3 = Ângulo do Acionamento (Mão / Yo) [rad]

(Eq.14)

$$\sum M = {}_{B2}Mb + {}_{B3}Mp - {}_{B2}ra_{cg} \cdot {}_{B2}Fb + {}_{B2}ra_{cg} \cdot T\alpha_3 \cdot {}_{B3}Fp = I_{zza} \cdot {}_{B2}\dot{\omega}_2$$

Onde: ${}_{B2}Mb$ = Momento Atuante no Cotovelo [N.m]

${}_{B3}Mp$ = Momento Atuante no Punho [N.m]

${}_{B2}Fb$ = Força Atuante no Cotovelo [N]

${}_{B3}Fp$ = Força Atuante no Punho [N]

${}_{B2}ra_{cg}$ = Distância entre o Cotovelo e o CG do Antebraço [m]

$T\alpha_3$ = Ângulo de Acionamento [rad]

I_{zza} = Momento de Inércia do Antebraço [N.m]

${}_{B2}\omega_2$ = Rotação do Sistema Móvel B2 [rad/s]

(Eq.15)

$$\begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ Mb - Mp - 1/2 \cdot ca \cdot Fby + 1/2 \cdot ca \cdot (-\sin \alpha_3) \cdot Fpx - \cos(\alpha_3) \cdot Fpy \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ I_{zza} \cdot \ddot{\alpha}_2 \end{Bmatrix}$$

Onde: Mb = Momento Atuante no Braço [N.m]

Mp = Momento Atuante no Punho [N.m]

Fby = Força Atuante sobre o Cotovelo na Direção Transversal (Eixo Y2) [N]

Fpx = Força Atuante sobre o Punho na Direção Longitudinal (Eixo X3) [N]

Fpy = Força Atuante sobre o Punho na Direção Transversal (Eixo Y3) [N]

ca = Comprimento do Antebraço [m]

I_{zza} = Momento de Inércia do Antebraço [N.m]

α_2 = Ângulo do Cotovelo (Braço / Antebraço) [rad]

α_3 = Ângulo do Cotovelo (Braço / Antebraço) [rad]

Com base na FIGURA 6.29, que representa o diagrama do corpo livre da mão, com suas respectivas forças internas, atuando nas articulações do pulso, temos as seguintes equações:

(Eq.16)

$$\sum F = {}_{B2}Fp + {}_{B3}F + T\alpha_3^T \cdot {}_IPp = mp \cdot {}_{B3}ap_{cg}$$

Onde: F = Força Total de Resistência do Sistema [N]

${}_{B2}Fp$ = Força no Pulso na Base Móvel B2 [N]

${}_{B3}F$ = Força Total de Resistência ao Movimento [N]

$T\alpha_3^T$ = Ângulo de Acionamento (Mão / Yo) [rad]

${}_IPp$ = Peso do pulso na Base Inercial [N]

mp = Massa do Pulso [kg]

${}_{B3}ap_{cg}$ = Aceleração do CG do pulso na base móvel B3 [m/s^2]

(Eq.17)

$$\begin{Bmatrix} F_{px} - F_x - \sin \alpha_3 \cdot mp \cdot g \\ F_{py} - F_y - \cos(\alpha_3) \cdot mp \cdot g \\ 0 \end{Bmatrix} = mp \cdot \dots$$

$$\begin{Bmatrix} -cb \cdot \dot{\alpha}_1^2 \cdot \cos(\alpha_2 + \alpha_3) + cb \cdot \ddot{\alpha}_1 \cdot \sin(\alpha_2 + \alpha_3) - ca \cdot \dot{\alpha}_2^2 \cdot \cos(\alpha_3) + ca \cdot \ddot{\alpha}_2 \cdot \sin(\alpha_3) - 1/2 \cdot cp \cdot \dot{\alpha}_3^2 \\ cb \cdot \dot{\alpha}_1^2 \cdot \sin(\alpha_2 + \alpha_3) + cb \cdot \ddot{\alpha}_1 \cdot \cos(\alpha_2 + \alpha_3) + ca \cdot \dot{\alpha}_2^2 \cdot \sin(\alpha_3) + ca \cdot \ddot{\alpha}_2 \cdot \cos(\alpha_3) - 1/2 \cdot cp \cdot \ddot{\alpha}_3 \\ 0 \end{Bmatrix}$$

Onde: F_{px} = Força no Pulso na Direção Longitudinal (Eixo X2) [N]

F_{py} = Força no Pulso na Direção Transversal (Eixo Y2) [N]

F_x = Força [N]

F_y = Força [N]

mp = Massa do Pulso [kg]

cb = Comprimento do Braço [m]

ca = Comprimento do Antebraço [m]

g = Aceleração da Gravidade [m/s^2]

α_1 = Ângulo do Ombro (Braço / Yo) [rad]

α_2 = Ângulo do Cotovelo (Braço / Antebraço) [rad]

α_3 = Ângulo do Acionamento (Mão / Yo) [rad]

(Eq.18)

$$\sum M = {}_{B3}Mp + {}_{B3}Mm - {}_{B2}ra_{cg} \cdot {}_{B3}Fb + {}_{B2}ra_{cg} \cdot {}_{B3}F = I_{zzp} \cdot {}_{B3}\dot{\omega}_3$$

Onde: ${}_{B3}Mp$ = Momento Atuante no Punho [N.m]

${}_{B3}Mm$ = Momento Atuante na Mão [N.m]

${}_{B3}Fb$ = Força Atuante no Braço [N]

${}_{B3}F$ = Força Total de Resistência ao Movimento [N]

${}_{B2}ra_{cg}$ = Distância entre o Cotovelo e o CG do Antebraço [m]

I_{zzp} = Momento de Inércia do Punho [N.m]

${}_{B3}\omega_3$ = Rotação do Sistema Móvel B3 [rad/s]

(Eq.19)

$$\begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \begin{Bmatrix} Mp - 1/2 \cdot cp \cdot Fpy - 1/2 \cdot cp \cdot Fy \\ I_{zzp} \cdot \ddot{\alpha}_3 - Mm \end{Bmatrix}$$

Onde: Mp = Momento Atuante no Punho [N.m]

Mm = Momento Atuante na Mão [N.m]

Fpy = Força Atuante sobre o Punho na Direção Transversal (Eixo Y2) [N]

Fy = Força Atuante na Direção Longitudinal (Eixo X3) [N]

cp = Comprimento do Pulso [m]

I_{zzp} = Momento de Inércia do Punho [N.m]

α_3 = Ângulo do Cotovelo (Braço / Antebraço) [rad]

As equações definidas por Lombardi Jr. (2005) foram utilizadas para a análise dos esforços internos nas articulações dos membros superiores, durante a propulsão da cadeira de rodas. Por fim, o autor destaca que o sistema resultante é composto por nove equações: (Ombro: Eq.8, Eq.9, Eq.10, Eq.11), (Cotovelo: Eq.12, Eq.13, Eq.14, Eq.15), (Punho: Eq.16, Eq. 17, Eq. 18, Eq.19) e nove incógnitas são: Fbx , Fby , Fox , Foy , Fpx , Fpy , Mb , Mo , Mp .

Ainda com base no modelo matemático, Lombardi (2005, p.144-151) desenvolveu um programa na linguagem Visual Basic 5, capaz de realizar as mesmas análises dos cálculos de forma mais amigável, especialmente para os profissionais não iniciados nos conceitos do Cálculo Numérico.

Neste estudo, coletaremos as variáveis lineares, como os comprimentos segmentares, a partir da amostra dos sujeitos, através do software *Kinovea*, que possui recursos para fazer medições virtuais, conforme já explanado neste mesmo capítulo.

As equações desenvolvidas foram tabuladas e organizadas em uma planilha de cálculo, cujos resultados podem ser consultados pelo APÊNDICE Z, p.543. Vale ressaltar que essa planilha é uma das recomendações disponíveis na literatura acadêmica.

Caso haja necessidade de cálculos mais rigorosos, o modelo pode ser complementado com outras variáveis; porém, este estabelece um ponto de partida para que projetistas de cadeira de rodas possam desenvolver produtos amigáveis diante de um parâmetro de força de propulsão.

6.5.2.2 Análise da Cinemática e Frequência dos Movimentos de Propulsão

Os procedimentos para as análises da cinemática da propulsão propõem estabelecer a trajetória dos pontos articulares do usuário de cadeira de rodas, em cada instante, ou seja, no instante de contato e de soltura da mão do aro propulsor.

Essa análise levou em consideração os diferentes padrões de propulsão e foi possível observar as variações posicionais sofridas pelo ombro, cotovelo, punho e pela mão, durante a realização da tarefa.

Infere-se que esse estudo pode oferecer um melhor direcionamento para o projeto de cadeira de rodas; especificamente, para o desenvolvimento dos dispositivos propulsores em formato de anel. Portanto, conhecendo o desenho cinemático e as amplitudes, o projetista de cadeira de rodas pode estabelecer morfologias do produto mais adequadas aos padrões anatômicos, preservando, assim, as articulações das possíveis lesões por esforços repetitivos.

O desenho da trajetória foi criado utilizando-se os recursos do software *Kinovea*, a partir dos pontos de referências colocados fisicamente nas articulações

dos sujeitos (bolinha de isopor). Após traçagem da linha de todos os sujeitos, foi realizada uma análise qualitativa do padrão de movimento, comparando com as variáveis antropométricas, angulares das articulações do membro superior e do tronco, alcances biomecânicos e fatores temporais.

A importância de uma análise qualitativa do movimento, segundo Knudson e Morrison (2001), é identificar os pontos fortes e fracos do desempenho, cujo processo deve passar pela preparação, observação, avaliação/diagnóstico e intervenção. Essa análise pode ser comparativa com a opinião disposta na literatura e, também, diante de variáveis conhecidas.

Outra análise realizada na construção de recomendações de projeto foi o da frequência do movimento diante dos diferentes padrões de propulsão. A propulsão é um movimento cíclico. Embora a pista de teste desenvolvida apresentasse limitações para uma análise comparativa entre frequência, tempo e espaço, foi possível trazer algumas considerações e reiterar os dados dispostos na literatura científica.

O comprimento total estabelecido para a pista do teste foi de cinco metros, sendo composto por três módulos: (1) Módulo de partida de 1,20 m (A), (2) Módulo de rodagem 2,60 m e (3) Módulo de chegada, também, com 1,20, conforme estabelecido pela ABNT NBR 9050:2004. As filmagens foram focadas no módulo de rodagem (devido às limitações do laboratório e equipamento) e, a partir de uma análise observacional, contaram-se quantos toques foram dados pelo sujeito para vencer esse percurso.

Os dados foram tratados estatisticamente e o objetivo de mapear a frequência dos diferentes tipos de movimento de propulsão, para fornecer ao projetista de cadeira de rodas dados para reflexão projetual morfológica que visassem a eliminar ou a minimizar os movimentos repetitivos e trouxessem mais conforto e mobilidade ao usuário.

6.5.2.3 Parâmetros Temporais: Fase de Impulso, Recuperação e Ciclo

A mensuração dos tempos referentes à fase de impulso (propulsiva), de recuperação (aérea) e do ciclo propulsivo (fase de propulsão + fase aérea) foi realizada a partir dos vídeos, utilizando o recurso de cronometragem do *Kinovea*.

A análise do tempo é outra forma de medir o desempenho entre os diferentes padrões de propulsão e, conseqüentemente, a eficiência do trabalho realizado com a cadeira de rodas. Nesta tese, os estudos estarão focados na análise comparativa entre os padrões.

Sabemos que a eficiência na execução de uma tarefa está ligada ao fato de executá-la em menor tempo, e esse fator pode ser melhorado a partir do treinamento, de materiais mais leves e de dispositivos mecânicos.

6.5.2.4 Variáveis Angulares da Postura

O principal fator de risco para o aparecimento de dores no corpo do usuário de cadeira de rodas é a postura inadequada. Portanto, foi utilizado o goniômetro virtual do software *Kinovea* para fazer as respectivas medições posturais, com o objetivo de levantar padrões angulares do gênero masculino e feminino.

Após a coleta dos dados, eles foram tabulados e tratados estatisticamente. Além da avaliação quantitativa, também foi realizada uma avaliação qualitativa dos posicionamentos angulares da cabeça, do tronco e dos membros superiores, diante da interface tecnológica.

Essas mensurações podem subsidiar os projetistas de cadeira de rodas a desenvolverem sistemas de ajustes mais abrangentes e atendendo às necessidades e limites posturais, tanto para a impulsão, quanto para a postura estática. Vale destacar, que os ajustes nas cadeiras de rodas são essenciais para proporcionar conforto e adaptação do equipamento às Atividades da Vida Diária (AVDs).

Embora muitas das cadeiras de rodas, atualmente comercializadas, possuam recursos de ajustes posturais, a maioria não atende às variáveis biomecânicas e da deficiência, especialmente, no que tange à facilidade de uso.

6.5.2.5 Análise Antropométrica do Cadeirante

O padrão adotado para medição foi a postura sentada. O sujeito sentou-se com a cabeça na posição vertical em uma superfície horizontal. Com o auxílio de paquímetro, régua, fita métrica, esquadro, balança digital e medidor de pressão arterial, as medidas foram coletadas e registrada no protocolo APÊNDICE N, p.503.

Os dados coletados foram tabulados em planilha de cálculo, para se obter a média e o desvio padrão, para então, calcularem-se os percentis de cada uma das variáveis. Segundo Costa Neto (2002), os percentis são, em estatística descritiva, o *k*-ésimo percentil. P_k é o valor x (x_k) que corresponde à frequência cumulativa de $N \cdot k/100$, onde N é o tamanho amostral.

Segundo Tilley (2005), é difícil projetar para todos os indivíduos. Aqueles que estão em ambas às extremidades, ou seja, os mais baixos e os mais altos, por exemplo, podem ser tão extremos, que o desenvolvimento de um produto seja superdimensionado em tamanho e custo.

Portanto, o padrão militar americano optou em excluir os 5% de ambas as extremidades, dessa forma, atendendo a 90% da população medida. Vale ressaltar que não há duas pessoas exatamente idênticas, nem gêmeos idênticos. Essa diversidade, no âmbito do design para a deficiência, torna-se ainda mais relevante, pois as patologias assumem, também, essa configuração de exclusividade.

De uma maneira geral, a NASA⁷³ (1978) *apud* Tilley (2005, p.17) classificou essa variabilidade humana em três categorias:

- a) Intraindividuais: os tamanhos variam durante a vida adulta. Algumas modificações se devem pelo envelhecimento e/ou alimentação; outras são causadas pelos movimentos e/ou pelo meio ambiente. A face e o corpo geralmente são assimétricos.
- b) Interindividuais: há grande diferença devido ao sexo e a origem étnica e racial. As diferenças incluem a cor da pele, dos olhos e dos cabelos, as proporções do corpo e outras características.
- c) Variabilidade Secular: mudanças que ocorrem de geração para geração, por várias razões. No entanto, como a velocidade dessas modificações é relativamente lenta, têm impacto limitado no projeto do produto. (TILLY, 2005, p.17)

⁷³ NASA. **Anthropometric Source Book**. NASA Reference Publication 1024. Washington, D. C.: U.S. National Aeronautics and Space Administration, 1978.

A tabela do QUADRO 6.19, a seguir, compreende as fórmulas para o cálculo dos percentis estimados e os respectivos valores percentuais de indivíduos incluídos neste valor.

Por exemplo, considerando que a estatura média de uma amostra com 20 sujeitos foi de 1,80 metros, e o desvio padrão calculado foi de 0,1; o percentil 95 corresponde a 1,96 metros, ou seja, se projetarmos para o P95, estaremos considerando 90% da população, e os sujeitos com estaturas superiores a 1,96 metros estariam automaticamente excluídos.

QUADRO 6.19 – Tabela para Percentis Estimados

PERCENTIL	% INCLUÍDO	CONSIDERAÇÕES
$99,9 = Média + (3 \times DP)$	99,8	5% dos Indivíduos (Extremo superior, por exemplo, se a variável for a estatura, corresponderiam aos indivíduos com maior estatura)
$99,5 = Média + (2,576 \times DP)$	99	
$90 = Média + (2,326 \times DP)$	98	
$97,5 = Média + (1,95 \times DP)$	95	
$97 = Média + (1,88 \times DP)$	94	
$95 = Média + (1,65 \times DP)$	90	Faixa correspondente ao P5 ao P95 que acomoda 90% dos indivíduos da amostra; ou seja, excluem-se os 5% da extremidade superior e os 5% da extremidade inferior.
$90 = Média + (1,28 \times DP)$	80	
$85 = Média + (1,04 \times DP)$	70	
$80 = Média + (0,84 \times DP)$	60	
$75 = Média + (0,67 \times DP)$	50	
$50 = Média$		
$25 = Média - (0,67 \times DP)$	50	
$20 = Média - (0,84 \times DP)$	60	
$15 = Média - (1,04 \times DP)$	70	
$10 = Média - (1,28 \times DP)$	80	
$5 = Média - (1,65 \times DP)$	90	
$3 = Média - (1,88 \times DP)$	94	5% dos Indivíduos (Extremo inferior, por exemplo, se a variável for a estatura, corresponderia aos indivíduos com menor estatura)
$2,5 = Média - (1,95 \times DP)$	95	
$1 = Média - (2,326 \times DP)$	98	
$0,5 = Média - (2,576 \times DP)$	99	
$0,1 = Média - (3 \times DP)$	99,8	

Fonte: TILLEY (2005, p.17)

A média aritmética ($\bar{x}$) pode ser determinada pela equação 20 (Eq.20), a seguir:

(Eq.20)

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}$$

Onde: $\bar{x}$ = Média Aritmética;

x_i ($i=1, 2, 3, \dots, n$) = Valor da Variável = Soma do conjunto de dados;

n = Número de Dados (Amostra).

Fonte: COSTA NETO (2005, p.20).

Há um desvio padrão (DP) específico para cada medida e cada amostra que pode ser determinado a partir da equação 21 (Eq.21), a seguir. Vale apontar que nesta tese, embora os percentis tenham sido calculados para 99,8 da população, orienta-se que a utilização esteja concentrada nos P1 e P99, diante da viabilidade projetual que envolvem a deficiência.

(Eq.21)

$$DP = \sqrt{\frac{\sum(d)^2}{N}}$$

Onde: DP = Desvio Padrão; Σ = Somatório

d = Diferença entre a medida de um indivíduo e a média aritmética daquela medida

N = Número de indivíduos no levantamento (amostra)

Fonte: TILLEY (2005, p.17)

Reitera-se que os valores calculados são orientativos para o desenvolvimento de cadeira de rodas de propulsão manual de uso geral. Portanto, quando o equipamento for para fins terapêuticos, como a correção da coluna vertebral, provocada por uma escoliose, os dados deverão ser exclusivos e, principalmente, orientados por um profissional da área médica.

6.5.3 Sistema de Deslocamento

O sistema de deslocamento é composto pelos elementos rodas, rodízios responsáveis pelo sistema de direção e a capacidade de frenagem. O QUADRO 6.20, a seguir, traz os procedimentos e a aplicação dessas variáveis, no design de cadeira de rodas de propulsão manual.

QUADRO 6.20 – Variáveis para o Design do Sistema de Deslocamento

VARIÁVEIS (FICHA 2)		PROCEDIMENTOS	APLICAÇÃO NO DESIGN
RODAS MOTRIZES	Materiais dos Pneus	Revisão da literatura, catálogos visando ao estado da arte. Abordagem junto aos fabricantes e empresas que comercializam o elemento.	As rodas motrizes são elementos que, definitivamente, caracterizam uma cadeira de rodas. Portanto, prever sistemas inteligentes de camuflagem das rodas, minimizando as cargas estigmatizadas do produto. Promover a segurança do sujeito com pneus/rodas de alto desempenho, minimizando os esforços e o aparecimento de Lesão por Esforço Repetitivo (LER). Estabelecer posicionamentos corretos dos eixos de propulsão, diante dos diferentes padrões de propulsão.
	Desempenho dos Pneus	Verificar o desempenho de diferentes modelos de pneus, o design das ranhuras e sua aplicação.	
	Tipo de Roda	Estudar os diferentes tipos de rodas, verificando as vantagens e desvantagens de cada modelo.	
	Posicionamento e Fixação das Rodas	Revisão da literatura e estudos biomecânicos e da propulsão manual, analisando os diferentes padrões de movimento.	
RODÍZIOS	Tipos de Rodízios e Garfos	Verificar o desempenho de diferentes modelos de rodízios, o design das ranhuras e sistema de fixação.	Estabelecer rodízios de alto desempenho, promovendo a leveza, fácil manutenção, durabilidade e estética da cadeira de rodas. Garantir a segurança do sujeito diante das flutuações dos rodízios em terrenos acidentados, prevendo dispositivos de compensação. Promover a intercambiabilidade dos eixos da cadeira de rodas para possibilitar atender às diferentes deficiências e limitações.
	Flutuação dos Rodízios	Revisão da literatura, analisando os riscos da flutuação dos rodízios e estabelecer recomendações de projeto para que o elemento permaneça em contato com o solo.	
	Posicionamentos	Estudar as vantagens e desvantagens do posicionamento dos rodízios na parte frontal e traseira da cadeira de rodas.	
CAPACIDADE MOTORA	Diâmetro da Roda	Estabelecer diâmetros adequados para rodas e aros de propulsão diante da análise experimental e antropométrica dos sujeitos. Estudo do posicionamento do eixo da roda traseira (propulsão), diante dos estudos experimentais.	Promover um equipamento adequado às necessidades do sujeito, com dimensionais justos e de acordo com as normalizações vigentes. A postura do sujeito irá depender das possibilidades de intercambiabilidade do produto, diante das diferentes deficiências e limitações.
	Diâmetro do Aro de Propulsão		
	Posição do Eixo Traseiro		
DESEMPENHOS	Resistência ao Rolamento	Revisão da literatura sobre os coeficientes de atrito de diferentes superfícies e a influência deles no projeto de cadeira de rodas. Promover orientações para o controle da manobrabilidade e facilidade de uso da cadeira, diante das limitações dos sujeitos, como aspectos antropométricos e biomecânicos.	O coeficiente de atrito pode ser utilizado para o dimensionamento da força de propulsão e sistema de motorização. Dispositivos inteligentes de manuseio que compensem as limitações dos sujeitos, como marcha, alavancas, relações, etc.
	Controle da Manobrabilidade		
	Facilidade de Uso		

6.5.4 Sistema de Suporte para o Corpo

O sistema de suporte para o corpo consiste no assento, encosto e demais dispositivos que apoiam os braços, pernas, panturrilhas, pés e cabeça. É importante destacar que esse sistema é o que possui maior interface com o indivíduo. Portanto, as dimensões devem ser estabelecidas diante dessa relação. O QUADRO 6.21, traz as variáveis para o desenvolvimento desse sistema.

QUADRO 6.21 – Variáveis para o Design do Sistema de Suporte para o Corpo

	VARIÁVEIS (FICHA 3)	PROCEDIMENTOS	APLICAÇÃO NO DESIGN
DIMENSÕES DA CADEIRA DE RODAS	1. Largura do Assento	Análise minuciosa dos dimensionais disponíveis nos catálogos dos fabricantes e comparar com as recomendações disponíveis na norma ABNT ISSO 7176-7, que estabelece medições de dimensões de assentos e rodas para cadeira de rodas. Análise comparativa das dimensões da cadeira com a antropometria dos sujeitos, do gênero masculino e feminino e, também, com as dimensões do referencial tecnológico selecionado e utilizado na pesquisa. Os dados coletados foram avaliados de forma qualitativa e tratados estatisticamente.	Com os parâmetros dimensionais atendendo aos diferentes percentis, é possível desenvolver uma cadeira de rodas de propulsão manual mais abrangente, ou seja, atendendo a maior número de pessoas. As dimensões lineares são essenciais para a fase inicial do desenvolvimento projetual, conforme aponta Bonsiepe (1984). O desenvolvimento da estrutura da cadeira de rodas favorece outras frentes de projeto, como a determinação do volume do equipamento para avaliação logística e desenvolvimento de embalagens. As dimensões também contribuem para a seleção do material, pois, é a partir das propriedades mecânicas que o equipamento começa a ser dimensionado. Simulações virtuais com materiais, corroboram para minimizar tempo e custo do projeto.
	2. Profundidade do Assento		
	3. Altura da Superfície do Assento		
	4. Altura das Costas		
	5. Distância Assento-pedal		
	6. Altura do Apoio de Braços		
	7. Distância da frente do apoio de braços até as costas		
	8. Comprimento Apoio de Braços		
	9. Largura entre Apoios de Braços		
	10. Altura do Apoio de Cabeça		
POSTURAIS	11. Ângulo de Joelho (Coxa/Perna)	Fazer um levantamento das respectivas medidas angulares, junto aos vídeos do teste de usabilidade, utilizando o goniômetro do software <i>Kinuvea</i> . Após a coleta realizar uma análise quantitativa (estatística) e qualitativa das amplitudes estáticas.	Facilitar o desenvolvimento de dispositivo de ajustes para os apoiadores de: cabeça, braços, pernas, panturrilha e pés. Também, para ajustes de regulação “Tilt” do assento e encosto. Proporcionar o desenvolvimento morfológico e estrutural mais inequívoco diante das tarefas com a cadeira de rodas.
	12. Ângulo entre o Pé e a Perna.		
	13. Ângulo do Tronco (Tronco/Coxa)		
	14. Angulação da Cabeça (Ref. Linha dos Olhos)		
	15. Altura total da Interface		

6.5.5 Sistema Estrutural e Morfológico

Sistema morfológico e estrutural consiste no formato do monobloco e da estrutura, a qual pode ser rígida com elementos soldados ou articulados em "X". O QUADRO 6.22, traz as variáveis projetuais que envolve esses sistemas

QUADRO 6.22 – Variáveis para o Design do Sistema Estrutural e Morfológico

	VARIÁVEIS (FICHA 4)	PROCEDIMENTOS	APLICAÇÃO NO DESIGN
ESTRUTURAIS	Materiais	Levantamento dos materiais mais empregados em projeto de cadeira de rodas e apresentar as propriedades mecânicas desses respectivos materiais.	Informações que irão contribuir para o dimensionamento estrutural, desenvolvimento de ferramentais e processo de fabricação, fator estético e morfológico do produto.
	Peso	Mapeamento das propriedades mecânicas dos materiais e da morfologia dos principais dispositivos da cadeira de rodas.	Dimensionamento do peso e volume da cadeira, classificar as cadeiras em relação à força biomecânica. Direcionamento para aquisição de matéria prima e processo de fabricação.
	Estabilidade	Estudo teórico da estabilidade estática e dinâmica da cadeira. Estabilidade dos acionamentos como pegas de freio e ajustes da cadeira.	Parâmetros de posicionamento dos elementos mecânicos e dimensões, para favorecer a estabilidade lateral, frontal e traseira e em planos inclinados.
	Durabilidade	Revisão da literatura sobre acabamento superficial e diferentes materiais e formatos. Pintura, anodizado, oxidação preta, etc.	Acabamento superficial da estrutura e de outros elementos como pegas e apoios para o corpo.
	Manobrabilidade	Estudo das diferentes formas de manejo da cadeira de rodas e os diferentes ambientes.	Estabelecer dispositivos para fácil manobrabilidade e garantias de não comprometimento das articulações que realizam o movimento de propulsão.
MORFOLÓGICAS	Facilidade no Transporte	Estudo dos modelos de cadeiras do tipo pantográficas, desmontável e modulares e levantamento das necessidades dos usuários.	Aplicar o conceito de modularização no projeto, promovendo a facilidade de desmontagem, manutenção e de uso, especialmente transporte.
	Segurança	Estudo da estabilidade, das técnicas de manejo, materiais e elementos mecânicos.	Promover a usabilidade, fácil manutenção e higienização.
	Formato do conjunto Assento/Encosto	Levantamento dos dimensionais antropométricos e angulares. Estabelecimento das amplitudes necessárias de ajustes	Aplicação das dimensões antropométricas lineares e angulares e desenvolvimento de dispositivos de regulagens inequívocos.

As justificativas detalhadas de todas as recomendações de projeto propostas, podem ser verificadas ao longo dos capítulos desta tese. Porém, para facilitar a leitura e a consulta aos dados, elaborou-se um resumo disposto no Capítulo 9, denominado “Recomendações para Design de Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual”.

6.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo apresentou a sistemática metodológica da pesquisa, que esteve fundamentada no objetivo de verificar a ineficiência das cadeiras de rodas de propulsão manual e de levantar novas recomendações de projeto para desenvolver ou corrigir os problemas que interferem na mobilidade e qualidade de vida dos usuários desse equipamento.

Diante dessa proposta, três abordagens foram idealizadas, com o intuito de alcançar essa comprovação. A primeira abordagem desenvolvida foi para selecionar um referencial tecnológico de cadeira de rodas. Investigou-se uma amostragem contendo inicialmente 250 modelos de cadeiras de cinco fabricantes nacionais.

A seleção foi realizada em três etapas; primeiramente, descartaram-se todos os modelos que não estavam enquadrados na limitação da pesquisa, ou seja, apenas consideraram-se os modelos de cadeira para Atividade da Vida Diária (AVDs) e hospitalar, totalizando 101 modelos de cadeira.

Em seguida, criou-se uma heurística para a classificação desses 101 modelos, com base nas recomendações tecnológicas disponíveis na literatura científica. Dois modelos de cada fabricante foram selecionados, totalizando uma amostra de dez modelos de cadeira de rodas de propulsão manual.

Para a escolha do referencial tecnológico, adotaram-se os dez critérios do bom design de Dieters Rams, ou seja, (1) Inovador, (2) Útil, (3) Estético, (4) Inequívoco, (5) Discreto, (6) Honesto, (7) Durável, (8) Seguro, (9) Sustentável e (10) Simples.

Uma planilha foi montada para transformar esses critérios inatingíveis em tangíveis. Os dez modelos receberam pontuações e a cadeira selecionada obteve 62 pontos de um total de 81 pontos referentes a 34 itens avaliados; outros critérios de seleção também foram elaborados, para provocar o desempate entre os modelos.

Definido o referencial tecnológico, a segunda abordagem propôs avaliar o grau de satisfação dos sujeitos e o grau de usabilidade, diante das tarefas básicas de manejo da cadeira de rodas de propulsão manual. Para isso, aplicou-se o método proposto pela ISO 20281:2006(E).

Foram consideradas nesta pesquisa premissas éticas que estão de acordo com o estabelecido pela Resolução N°. 196, 10 de outubro de 1996 do Conselho

Nacional de Saúde (CNS) e com a norma ERG BR 1002 do Código de Deontologia do Ergonomista Certificado da Associação Brasileira de Ergonomia (Abergo). O Termo de Consentimento e os protocolos para quantificar a dor possibilitaram verificar as condições físicas e do estado de saúde de cada sujeito para que pudessem participar dos testes com segurança.

As medidas antropométricas da postura sentada foram coletadas e as articulações dos membros superiores foram marcadas (com bolinha de isopor), para iniciar o teste de usabilidade. Essas marcações foram utilizadas, posteriormente, como referências no uso do software *Kinovea*, específico para análise do movimento e consiste na terceira abordagem desta tese.

Antes da gravação, foram apresentados aos sujeitos, cartões de identificação para cada tarefa. As tarefas solicitadas aos sujeitos foram: abrir/fechar a cadeira, sentar-se/levantar-se, manobrar, estacionar, transferir-se, remover suportes auxiliares, desviar de obstáculos e autopropulsionar a cadeira de rodas. Em seguida, realizamos a gravação dos diferentes padrões de propulsão.

Depois de realizadas todas as tarefas, os sujeitos responderam os protocolos de usabilidade (SUS) e o do grau de satisfação, ambos compostos por dez itens e uma escala Likert com cinco opções de escolha, cujos extremos foram marcados pelo ícone do sorriso (☺ / ☻) e pelos termos discordo e concordo totalmente.

Os dados foram tabulados em planilha de cálculo e no software denominada *SUSCalc*, específico para determinar o índice e o percentual de usabilidade do referencial tecnológico da cadeira de rodas de propulsão manual.

A terceira e última abordagem foi a análise dos diferentes padrões de movimento da propulsão. O software utilizado foi o *Kinovea* e este possibilitou analisar a cinemática e frequência de cada movimento, a força de propulsão, as amplitudes das articulações em cada movimento, o tempo de propulsão e de recuperação (fase aérea) e as variáveis ergonômicas lineares e angulares.

Portanto, a sistemática metodológica adotada mesclou dados empíricos subjetivos, advindos da opinião do pesquisador com a criação das heurísticas de seleção do referencial tecnológico, dos sujeitos voluntários, com a pesquisa de opinião sobre o grau de satisfação da cadeira de rodas. Dados objetivos diante do tratamento da opinião dos sujeitos, aplicando o método *System Usability Scale* (SUS), o qual transforma a opinião em um índice numérico que possibilita quantificar o grau de usabilidade.

A terceira e última abordagem utiliza procedimentos mais rigorosos e já consolidados pela Ciência. A partir da avaliação dos movimentos gravados em vídeos, foi possível coletar dados para um tratamento estatístico. Porém, os dados só fazem sentido para comprovação da tese, diante da mesclagem dos dados obtidos nas duas abordagens anteriores.

O presente capítulo ainda trouxe os procedimentos de como as recomendações de projetos foram levantadas e organizadas, como também a aplicação no design do produto.

Para o sistema de propulsão, foram levantadas as variáveis de trabalho, temporais e ergonômicas, que consistem, respectivamente, no estudo do cálculo da força de propulsão, da cinemática do movimento, da frequência, tempos do movimento e das dimensões lineares e angulares dos sujeitos.

Para o sistema de deslocamento, apresentaram-se as características para as rodas, rodízios, capacidade motora e de desempenho. As recomendações para o sistema de suporte para o corpo, porém, estiveram direcionadas ao estabelecimento das dimensões da cadeira de rodas, a partir da antropometria e postura dos sujeitos, no uso do produto.

Por fim, o capítulo aborda o levantamento de algumas recomendações estruturais e morfológicas, para o desenvolvimento de cadeira de rodas de propulsão manual. Vale apontar, que as recomendações de projeto não se esgotam com este estudo, devido à alta complexidade do objeto. Outras orientações de projeto devem ser consideradas, diante do progresso científico, no campo do design do produto.

7 RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS E ANÁLISE

7.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Este capítulo é dedicado à apresentação dos resultados dos experimentos referentes às condições físicas e ergonômicas dos sujeitos, à validação da cadeira de rodas adotada como referencial tecnológico, ao comportamento dos sujeitos diante das tarefas básicas, ao grau de usabilidade da cadeira de rodas e ao desempenho, utilizando os diferentes padrões de propulsão manual.

Os resultados serão apresentados seguindo cada etapa desenvolvida dos experimentos. Portanto, iniciaremos apresentando as condições físicas dos voluntários e a importância da medição da pressão arterial e do uso das escalas para quantificar a dor e o grau de incapacidade. Em seguida, apresentaremos os percentis das dimensões antropométricas e sua aplicação no design de cadeira de rodas.

Com os resultados ergonômicos será possível verificar se a cadeira de rodas, de fato, foi uma boa escolha para ser considerada um referencial tecnológico e, conseqüentemente, esses resultados irão corroborar para a validação da sistemática desenvolvida para a seleção desse equipamento.

Após a verificação, será possível entender com mais precisão o comportamento dos sujeitos diante das tarefas básicas e, diante dos resultados estabelecerem as premissas projetuais para atender às necessidades do público em potencial.

Partimos do pressuposto de que todas as cadeiras de rodas de propulsão manual apresentam baixa eficiência para a mobilidade. Com a opinião dos sujeitos e com o uso do software *SUSCalc*, esse resultado irá fornecer o grau da usabilidade e facilitará futuros estudos na investigação da usabilidade da cadeira de rodas, já que o produto nacional ainda não possui esse índice determinado.

Por fim, serão apresentados os resultados do desempenho dos sujeitos diante dos padrões de propulsão manual, ou seja, os parâmetros cinemáticos, temporais, antropométricos e posturais. Informações essenciais que fornecerão subsídios para o desenvolvimento de uma interface tecnológica mais ergonômica e amigável.

7.2 CONDIÇÕES FÍSICAS E ERGONÔMICAS DOS SUJEITOS PESQUISADOS

Conforme previsto no método, foi realizada, com cada voluntário da pesquisa, avaliação de anamnese, para verificar as condições físicas e localizar qualquer indício de dor. Utilizaram-se dois protocolos para a coleta desses dados, ou seja, a Escala Analógica de Dor (APÊNDICE L, p.500) e o Índice de Incapacidade de Oswestry (APÊNDICE M, p.501-502).

Os resultados dessa anamnese encontram-se no APÊNDICE R, p.507. Vale ressaltar que, dos 43 voluntários que participaram da pesquisa, apenas três sujeitos apresentaram “*Dor Crítica*”, sendo um do gênero feminino.

Todos os participantes foram informados de suas condições de saúde antes de iniciar, propriamente, o teste. Aqueles com indício de dor foram identificados com “*Restrições*”, para participar do experimento. Foram orientados com ênfase para parar imediatamente, caso percebessem qualquer elevação do nível de dor ou desconforto.

Os sujeitos S11-LGL e S21-TBO (masculinos) quantificaram suas dores momentos antes do teste, respectivamente, em seis e sete, apontam “*Dor Crítica*”. Constatou-se que as dores de ambos estavam concentradas nos membros inferiores; permitindo, assim, a participação deles nos testes de usabilidade.

Já o sujeito S03-SLF (feminino e cadeirante) apresentou “*Leve Dor*” antes do teste e “*Dor Crítica*” pelo índice de Oswestry. Diante disso, o sujeito foi classificado com “*Restrições*”. Durante os testes, no movimento de propulsão do tipo laço, o sujeito teve sua dor aumentada, devido à elevação dos ombros, e o teste foi abortado imediatamente.

Apresentaram-se totalmente “*Sem Dor*”, para a realização dos testes de usabilidade com a cadeira de rodas, 32,6% (n=10) dos sujeitos. Vale destacar que sete desses sujeitos são do gênero feminino foi que, também, não houve nenhuma intercorrência grave durante a realização dos testes.

A idade média da amostra dos sujeitos do gênero masculino foi de 31,2 anos ($\sigma=8,1$), enquanto que o feminino é de 37,8 anos ($\sigma=11,2$). O grupo do gênero feminino, embora apresente 6,6 anos e um desvio padrão de 11,2, apresenta condições físicas mais saudáveis, ou seja, 60,9% dos sujeitos foram classificados pelo IMC, apresentando “*Peso Normal*”.

Embora ambos os grupos apresentem índices médios de Massa Corpórea (IMC) acima de 25, o que caracteriza a amostra como “Acima do Peso”, vale reiterar que 14 sujeitos do gênero feminino apresentam “Peso Normal”, enquanto que, no grupo masculino, apenas sete estão nessa condição e a amostra apresenta uma idade média inferior à da feminina.

A amostragem dos sujeitos (n=43) foi classificada pelo gênero e pela representatividade profissional, cujo foco estava centrado nas propostas da pesquisa. Os sujeitos foram divididos em cinco grupos, conforme mostra o QUADRO 7.1 a seguir:

QUADRO 7.1 – Classificação dos Sujeitos

GRUPOS	DESCRIÇÕES/JUSTIFICATIVAS	MASCULINO (n=20)	FEMININO (n=23)
G1: Cadeirantes (n=3)	É a pessoa com deficiência motora que faz uso constante da cadeira de rodas para a sua locomoção. Nesta pesquisa os indivíduos foram acometidos pela poliomielite, paralisia cerebral e falta do membro inferior esquerdo.	2	1
G2: Designers (n=15)	Profissional que desempenha atividade especializada, de caráter técnico, científico, criativo e artístico, para a elaboração de projetos de design que atendam ao aspecto do uso, percepção, necessidades materiais e visuais.	10	5
G3: Educadores Físicos (n=9)	Profissional que faz avaliação física e conhece a biomecânica do corpo humano e desenvolve programas de exercícios, para a recuperação de indivíduos com deficiência motora, por meio de atividades corretivas.	3	6
G4: Fisioterapeutas (n=4)	Profissional que estuda, avalia, previne e trata os distúrbios da cinésia humana, decorrentes das alterações de órgãos e sistemas humanos; também atua no âmbito esportivo.	1	3
G5: Outros (n=12)	Esse grupo representa a população em geral, trata-se de um mix de voluntários com as seguintes profissões: engenheiros, nutricionistas, técnicos, professores, alunos de cursos técnicos, autônomos, etc.	4	8

Segundo orientação da Organização Mundial da Saúde (OMS), a pressão arterial padrão é uma referência para identificar as áreas de pressão arterial de baixo e alto risco (FIGURA 7.1). No entanto, esse padrão é apenas orientativo. Os valores variam conforme as características do indivíduo, como idade, peso, condicionamento físico, horário de medição, etc. Nesta pesquisa, a medição foi para

verificar a condição física dos sujeitos antes do teste. Para verificar a homogeneidade da amostra, consultar os dados no APÊNDICE S, p.508-509.

Para uma correta medição com o monitor de pressão arterial digital automático de pulso, modelo Z-46 da TechLine (ANEXO D, p.603), os sujeitos foram orientados a permanecer sentados na posição representada pela FIGURA 7.2. Foi realizada apenas uma única medição.

FIG. 7.1

FIG. 7.2

FIGURA 7.1 – Gráfico de orientação para áreas de risco da pressão arterial.

FIGURA 7.2 – Posicionamento do sujeito para medição.

Somente o sujeito S1-RRB (masculino, cadeirante), momentos antes do teste de usabilidade, apresentou um quadro de hipertensão arterial no estágio dois. Os valores aferidos foram de 220 e 116 mmHg, respectivamente, para a pressão sistólica e diastólica. Só realizamos os testes com o sujeito depois que as pressões baixaram para 159 e 110 mmHg, as quais foram declarada normais pelo sujeito.

Mesmo os testes de usabilidade com a cadeira de rodas sendo classificados como de risco mínimo para a saúde, foi importante aferir a pressão dos sujeitos antes do experimento; como um mecanismo para não interferir no estado de saúde do sujeito e, assim, garantir a eticidade da pesquisa, no que tange o respeito a cada um dos voluntários.

Após comprovado se as condições físicas dos sujeitos estavam favoráveis para participar dos testes, os sujeitos foram submetidos a uma avaliação antropométrica. Coletaram-se, além do peso e estatura, as dimensões antropométricas da postura sentada, as quais podem ser consultadas pelo APÊNDICE S, p.508-509, ou no resumo do QUADRO 7.2 a seguir.

QUADRO 7.2 – Percentil das Variáveis Antropométricas

VARIÁVEIS		Peso (kg)	Estatura (m)	Altura Poplítea	Profundidade Sacro-poplítea	Altura do Assento-cotovelo	Altura do Assento-acrômio	Altura do Assento-cabeça	Largura do Assento	Largura do Quadril	Largura dos Ombros	Altura da Lombar	Largura da Mão	Comprimento da Mão	Comprimento do Pé	Largura do Pé	Circunferência do Pé**
MASCULINO	$\bar{x}$	82,9	1,8	53,3	47,6	24,5	63,3	89,9	38,3	34,7	45,3	15,7	8,7	19,3	29,6	11,7	32,8
	σ	13,7	0,1	5,4	3,8	3,8	5,4	5,2	3,1	3,4	2,9	4,6	0,4	2,3	2,2	0,8	2,1
	P99	114	1,97	65,8	56,4	33,3	75,7	102	45,5	42,5	52,0	26,3	9,7	24,7	34,7	13,6	37,8
	P95	105	1,91	62,2	53,8	30,7	72,1	98,5	43,4	40,2	50,0	23,2	9,4	23,1	33,2	13,0	36,3
	P50	82	1,76	53,3	47,6	24,5	63,3	89,9	38,3	34,7	45,3	15,7	8,7	19,3	29,6	11,7	32,8
	P5	60	1,61	44,3	41,3	18,2	54,4	81,3	33,1	29,1	40,5	8,1	8,0	15,4	25,9	10,4	29,3
	P1	60	1,55	40,7	38,7	15,6	50,8	77,8	31,0	26,8	38,5	5,0	7,7	13,8	24,4	9,8	27,8
FEMININO	$\bar{x}$	69,0	1,6	50,4	45,9	24,9	61,1	85,2	39,5	33,0	41,0	16,0	7,6	17,4	25,8	10,8	28,6
	σ	12,3	0,1	2,6	3,5	2,6	3,6	7,6	4,1	4,5	3,7	2,8	0,5	0,9	1,9	0,9	3,1
	P99	98	1,81	56,5	54,1	31,0	69,5	102	49,1	43,4	49,6	22,5	8,8	19,5	30,1	12,8	35,8
	P95	89	1,76	54,7	51,7	29,2	67,1	97,7	46,3	40,4	47,1	20,6	8,5	18,9	28,8	12,2	33,7
	P50	69	1,65	50,4	45,9	24,9	61,1	85,2	39,5	33,0	41,0	16,0	7,6	17,4	25,8	10,8	28,6
	P5	48	1,53	46,1	40,1	20,6	55,1	72,7	32,7	25,7	34,8	11,5	6,6	15,9	22,7	9,3	23,5
	P1	40	1,48	44,3	37,7	18,8	52,6	67,6	30,0	22,7	32,3	9,6	6,3	15,3	21,5	8,8	21,5

Observações: *Dimensões em centímetros (cm); **Valores com o sujeito utilizando calçado;

Cada uma das variáveis antropométricas coletadas serve de referência para o dimensionamento de uma cadeira de rodas. A amostra apresentou-se acima do peso, coerente com os dados divulgados pelo Ministério da Saúde (2013), que aponta que 51% da população brasileira está com excesso de peso. Entre os homens, o índice chega a 54% e, entre as mulheres, 48% estão acima do peso ideal.

No dimensionamento das cadeiras de rodas deve-se levar em consideração a estimativa do peso calculado para o sujeito pertencente ao grupo de percentil P99 que chega a, aproximadamente, 115 kg.

Diante dos diferentes modelos de cadeiras de rodas avaliadas⁷⁴, a carga máxima que o produto suporta, segundo dados coletados com os fabricantes, varia em torno de 85 a 165 kg. Portanto, podemos afirmar que alguns modelos de cadeiras de rodas produzidos no Brasil excluem mais de 40% da população e ainda tendem a provocar riscos acidentários.

Uma das principais queixas apontadas pelos cadeirantes, e por outras pesquisas citadas anteriormente, é a quebra das juntas soldadas, o excessivo desgaste dos rolamentos e a instabilidade da estrutura, devido às folgas. Consequentemente, esses problemas advêm do subdimensionamento e das irregularidades dos pisos por onde circulam essas cadeiras de rodas.

As variáveis de referência para a projeção do assento de uma cadeira de rodas, relacionadas com a antropometria são: (a) altura poplítea, (b) profundidade sacro-poplítea e (c) largura do assento. Para projetar esse elemento, devemos levar em consideração esses valores, que podem ser observados no QUADRO 7.3, logo abaixo.

A altura poplítea é à distância da sola do pé até a base inferior da coxa. Essa medida antropométrica é referência para estabelecer a altura do assento em relação ao pedal da cadeira de rodas; geralmente, o pedal possui ajustes de altura para adequar-se aos diferentes percentis.

A profundidade sacro-poplítea é à distância da base inferior da coxa até parte posterior poplítea. Essa medida serve de referência para definir a profundidade do assento. Para a parte inferior da perna não ficar encostando-se à borda do assento, a profundidade deve ser aproximadamente, cinco centímetros menor.

As larguras do quadril e poplíteo-sentada possibilitam ao designer estabelecer larguras apropriadas para o assento, almofadas e diferentes suportes, utilizados na correção da postura de deficientes com escoliose leve. Para casos específicos de escoliose, é necessária uma avaliação clínica para que o assento seja modelado de acordo com as formas e necessidades do sujeito.

---

⁷⁴ Consultar APÊNDICE J, p.492, *Check List* de Seleção do Referencial Tecnológico de Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual.

As partes do encosto da cadeira de rodas podem ser definidas a partir das distâncias antropométricas do assento-acrômio, para altura do encosto, distância entre os ombros, para largura do assento e a altura da lombar.

Os valores máximos e mínimos dessas variáveis foram estabelecidos em consideração aos percentis P5 e P95 de ambos os gêneros (QUADRO 7.3), que atende a 90% da população. Para verificar os demais percentis, consultar o APÊNDICE S, p.508-509.

QUADRO 7.3 – Dimensionais para Projeto de Assento/Encosto.

VARIÁVEIS		MASCULINO		FEMININO		REF. P/ PROJETO			RTCR*	ABNT**
		P5	P95	P5	P95	Mín.	Máx.	Descrição		
Assento	Altura Poplíteia	44,3	62,2	46,1	54,7	42	65	Altura do Assento	48	49-53
	Profundidade Sacro-poplíteia	41,3	53,8	40,1	51,7	38	56	Comprimento do Assento	48	42-45
	Largura do Quadril	29,1	40,2	25,7	40,4	24	43	Largura de Apoios (Almofadas de sustentação)	32	-
	Larg. Poplíteia-sentado	33,1	43,4	32,7	46,3	31	49	Largura do Assento	49	40-46
Encosto	Altura do Assento-acrômio	54,4	72,1	55,1	67,1	52	75	Altura do Encosto	46	43,5-39,5
	Largura dos Ombros	40,5	50	34,8	47,1	33	52	Larg. do Encosto e dos Apoios de braço.	48	-
	Altura da Lombar	8,1	23,2	11,5	20,6	6	25	Base do Encosto	-	-

Obs.: Valores em centímetros (cm); *RTCR=Dimensões do referencial tecnológico de cadeira de rodas; **ABNT=Dimensões de referências na NBR 9050;

As dimensões do encosto/assento do referencial tecnológico de cadeira de rodas adotado estão dentro desses parâmetros determinados para os percentis P5 e P95. Isso demonstra coerência nos procedimentos heurísticos desenvolvidos e adotados na seleção da cadeira, para o teste de usabilidade; porém, não atende toda a população de percentil P5 e P95.

Ainda com base nas medidas antropométricas, podem-se determinar parâmetros dimensionais para os suportes, apoios e pegadas da cadeira de rodas (QUADRO 7.4). Esses dados também serão confrontados com os valores do referencial tecnológico e com o especificado pela norma NBR 9050:2004 da ABNT.

QUADRO 7.4 – Dimensionais para Suportes, Apoios e Pegas da Cadeira de Rodas.

VARIÁVEIS		MASCULINO		FEMININO		REF. P/ PROJETO			RTCR*	ABNT**
		P5	P95	P5	P95	Mín.	Máx.	Descrição		
Suportes, Apoios e Pegas	Altura Assento-cotovelo	18,2	30,7	20,6	29,2	18	33	Altura do apoiador de braço	21	19,5-22
	Altura Assento-cabeça	81,3	98,5	72,7	97,7	70	100	Altura do Apoiador de Cabeça	-	-
	Largura da Mão	8	9,4	6,6	8,5	5	12	Largura do Apoiador de Braço e Pegas	7,2	10
	Comprimento da Mão	15,4	23,1	15,9	18,9	14	25	Pegas como os Aros de Propulsão, etc.	2,0	-
	Largura do Pé	10,4	13	9,3	12,2	7	14	Largura do Pedal	12	-
	Comprimento do Pé	25,9	33,2	22,7	28,8	21	35	Comprimento do Pedal	17	-
	Circunferência do Pé	29,3	36,3	23,5	33,7	21	38	Circunferência da Cinta do Pé	-	-

Obs.: Valores em centímetros (cm); *RTCR=Dimensões do referencial tecnológico de cadeira de rodas; **ABNT=Dimensões de referências na NBR 9050;

O dimensional antropométrico da altura do assento até o cotovelo permite estabelecer parâmetros para a altura do apoio de braço. Nas cadeiras de rodas avaliadas, nenhuma apresenta esse dispositivo com possibilidades de ajustes, inclusive, o referencial tecnológico.

Portanto, com esse dado levantado, podemos inferir que as cadeiras de rodas deixam de atender de forma adequada a boa parte da população.

A referência dimensional da altura da cabeça em relação ao assento é importante para estabelecermos os ajustes máximos dos apoiadores de cabeça. Conforme já apresentado, somente uma das cadeiras de rodas selecionadas para a segunda etapa da segunda abordagem, apresentava esse dispositivo; mesmo assim, não foi a selecionada como referencial tecnológico.

Vale destacar que todas as cadeiras estão preparadas para receber esse dispositivo, que hoje é tratado como acessório. A função do apoio de cabeça não é enfeitar ou tornar mais confortável; trata-se de um elemento de segurança passivo. Evita lesões na cervical, diante de partidas bruscas e acidentes, impedindo a hiperextensão e subsequente hiperflexão da coluna vertical, denominado golpe de chicote.

A largura e o comprimento da mão são essenciais para o dimensionamento dos dispositivos de apoios e pegas, especialmente, para a morfologia dos aros de propulsão. Já a largura, comprimento e a circunferência do pé direcionam o projeto do pedal e demais dispositivos de segurança, como as cintas e apoios dos calcanhares.

Para a medição da circunferência do pé do sujeito, levamos em consideração o uso do calçado. Dos 43 voluntários, 95,7% (n=19) dos sujeitos do gênero masculino e 39,1% (n=9) do gênero feminino utilizavam tênis. A numeração dos calçados entre as mulheres variou do número 32 até o 40; enquanto que, para os homens, essa variação foi do número 35 ao 46.

Considerado os diferentes sistemas de medidas para numeração de calçado e a abrangência das numerações das principais marcas de tênis (QUADRO 7.5), podemos afirmar que 30,4% (n=7) das mulheres e 20% (n=4) dos homens não seriam atendidos pelas marcas de tênis referenciadas. O cenário comprova que muitas indústrias ainda possuem uma postura excludente diante das minorias.

O mesmo acontece no desenvolvimento de cadeiras de rodas; porém, de forma bem mais complexa. Além da antropometria, muitas deficiências ou limitações físicas não são consideradas na fase de projeto e a população acaba se adequando a essa ineficiência. Conforme dados levantados pela revisão da literatura, a falta de produtos ergonomicamente adequados compromete ainda mais o estado de saúde do indivíduo.

QUADRO 7.5 – Abrangência da Numeração de Calçado e Resultados

SISTEMAS DE MEDIDA		COMPARATIVO ENTRE OS SISTEMAS DE MEDIDAS POR GÊNERO																			
		FEMININO					FEMININO/MASCULINO							MASCULINO							
Milímetros (mm)		215	220	225	230	235	240	245	250	255	260	265	270	275	280	285	290	295	300	305	310
Centímetros (cm)		22½	23	23½	24	24½	25	25½	26	26½	27	27½	28	28½	29	29½	30	30½	31	31½	32
Polegada (Inch)		2	3	3½	4	4½	5	5½	6	6½	7	7½	8	8½	9	9½	10	11	12	12½	13
Stich (França)		34	35	36	37	37½	38	38½	39	40	41	41½	42	42½	43	44	45	46	47	47½	48
BRASIL	F	34	35	36	37	↔	38	↔	39	↔	40	41									
	M		35	36	↔	37	↔	38	39	↔	40	41	↔	42	↔	43	44	45	46	↔	47
ABRANGÊNCIA DA NUMERAÇÃO DOS TÊNIS	Nike	F																			
	M																				
	Adidas	F																			
	M																				
	Reebok	F																			
	M																				
	Puma	F																			
	M																				
	New Balance	F																			
	M																				
	Asics	F																			
	M																				
	Diadora	F																			
	M																				
	Skechers	F																			
	M																				
RESULTADOS DAS NUMERAÇÕES DE CALÇADO DA AMOSTRA (n=43)																					
Feminino (n=23)	n	3	4	3	4		6	2			1										
	%	13	17,5	13	17,4		26,1	8,7			4,3										
Masculino (n=20)	n		1		1	1	1		3		3	3		3		3	1		1		
	%		5		5	5	5		15		15	15		15		15	5		5		

Fonte: ISO 4707:1991; CBT. Disponível em: <<http://www.ctb.com.pt/>> Acesso em: 19 jan. 2014.

No caso das cadeiras de rodas, a situação se repete, se considerarmos as dimensões antropométricas coletadas da amostra. Há relatos, em outras pesquisas, que os apoios de pés, pernas e braços não atendem plenamente às necessidades dos usuários. Portanto, com base nos percentis antropométricos P5 e P95, qualificou-se a abrangência do referencial tecnológico, nesta pesquisa, pelo tópico 7.3 a seguir:

7.3 O REFERENCIAL TECNOLÓGICO DE CADEIRA DE RODAS

Outra preocupação do método foi verificar se os dimensionais do referencial tecnológico de cadeira de rodas de propulsão manual atendiam plenamente às condições antropométricas dos sujeitos recrutados para a pesquisa.

Utilizaram-se as informações coletadas pela ficha de especificação técnica da cadeira de rodas (APÊNDICE F, p.486). Algumas dessas variáveis já foram apresentadas pelo tópico anterior; porém, o QUADRO 7.6 apresenta, de forma completa, a validação do referencial tecnológico.

QUADRO 7.6 – Comparativos entre as Dimensões da Cadeira com a Antropometria.

VARIÁVEIS		Dimensões do Referencial			Ref. Antropométrica*		A Cadeira de Rodas Atende:
		Min.	Máx.	Produto	P5	P95	
ASSENTO	Altura do Assento	40	50	48	44,3	62,2	± 60% Sujeitos
	Profundidade do Assento	NA	42	48	40,1	53,6	± 50% Sujeitos
	Largura da Base Rígida do Assento	NA	32	32	25,7	40,4	± 50% Sujeitos
	Largura do Assento	41	45	49	32,7	46,3	± 98% Sujeitos
ENCOSTO	Altura do Encosto	40	50	46	55,1	72,1	± 50% Sujeitos
	Larg. do Encosto	41	45	48	34,8	50,0	± 70% Sujeitos
	Larg. entre os Apoios de braço.	NI	NI	50	34,8	50,0	± 70% Sujeitos
	Base do Encosto	NA	NA	NA	8,1	23,4	NP
APOIO M. SUPERIOR	Altura do apoiador de braço	17	21	21	18,2	30,7	± 20% Sujeitos
	Largura do Apoio de Braço	NA	6	7,2	6,6	9,4	± 50% Sujeitos
	Altura do Apoiador de Cabeça	NP	NP	NP	72,7	98,5	NP
	Comprimento do Apoio de Braço	NP	40	30	26,3**	30,0**	± 100% Suj.
APOIO M. INFERIORES	Largura do Pedal	NI	NI	12	9,3	13,0	± 70% Sujeitos
	Profundidade do Pedal	NI	NI	17	22,7	33,2	± 70% Sujeitos
	Circunferência da Cinta do Pé	NP	NP	NP	23,5	36,3	NP

Obs.: Dimensões em centímetros (cm); *As referências antropométricas utilizadas são as definidas no item 7.2; **Dimensões obtidas multiplicando o fator 0,172, pela estatura do sujeito em metros (HALL, 2000). As dimensões da cadeira de rodas foram coletadas seguindo algumas recomendações da ABNT NBR ISO 7176-7:2009, procedimento realizado no Laboratório de Metrologia do Instituto Federal de São Paulo, IFSP/Campus Itapetininga. NA = Não se aplica; NI = Não Informado; NP = Não possui.

Constatamos que a cadeira de rodas não está adequada, antropometricamente, para a população de percentis P5 e P95, que corresponde a 90% dos indivíduos. Este referencial tecnológico atende a cerca de 60% dos sujeitos, considerando que se trata de uma amostra homogênea composta, na maioria, por indivíduos sem deficiência física (motora).

Falando da altura do assento, esse elemento possui um sistema de ajuste que pode variar de 40 a 50 cm. Optamos, nesta pesquisa, em não realizar o ajuste antropométrico, pois iria exigir o uso de chaves específicas e outras adequações na cadeira, que aumentaria demais o tempo da pesquisa em laboratório. Portanto, optamos em excluir os sujeitos não adequados ao ajuste pré-estabelecido.

Segundo relatos dos usuários, a base rígida em PVC (Dimensões: 320 x 380 x 7 mm), colocada entre as almofadas do assento, proporcionou maior estabilidade para a postura sentada, especialmente, para o desempenho na execução da propulsão manual.

O encosto da cadeira de rodas é do tipo *sling* e, conforme o catálogo do fabricante, é produzido em dácron⁷⁵, uma espécie de poliéster bastante utilizado no campo hospitalar, pela fácil higienização e esterilização. Conforme já estudamos, o encosto do tipo *sling* precisa de uma cinta para ser ajustado constantemente e proporcionar mais conforto, além de garantir a postura da coluna vertebral.

Os suportes para os membros superiores, na opinião dos sujeitos, são confortáveis e macios; porém, constatamos que, no momento de fechar a cadeira de rodas, eles se soltavam com muita facilidade. Alguns sujeitos utilizam os apoios de braços para realizar o fechamento da cadeira, embora não seja o local adequado para realizar a tarefa; sugerimos, então, um sistema de trava para evitar riscos acidentários.

Os apoios de pernas e pés da cadeira possuem um sistema mecânico. Todos os sujeitos necessitaram de ajuda para baixar e levantar esse dispositivo. A articulação do dispositivo do lado direito da cadeira estava um pouco emperrado, o que dificultou, para muitos usuários do gênero feminino, completar a tarefa. A eficiência do dispositivo foi comprovada pelo lado esquerdo, que funcionou perfeitamente.

---

⁷⁵ O Drácon (poliéster) é produzido através da condensação de ácido tereftálico junto com etilenoglicol. Foi desenvolvido pelos químicos britânicos Whinfield e Dickson na década de 1940, sendo assim usado na fabricação de fibras sintéticas com grande resistência à tração. Disponível em: <<http://pt.wikipedia.org/>> Acesso em: 20 jan. 2014.

7.4 AVALIAÇÕES DAS TAREFAS EXECUTADAS COM A CADEIRA DE RODAS

O objetivo desta avaliação foi entender, na opinião dos sujeitos, qual seria a tarefa menos fácil de realizar-se com a cadeira de rodas. Portanto, em um ambiente controlado de laboratório, o sujeito manuseou a cadeira realizando as tarefas solicitadas e, após o teste, opinou sobre a facilidade de uso. Os resultados podem ser observados no QUADRO 7.7, a seguir:

QUADRO 7.7 – Opinião dos Sujeitos na Realização de Tarefas Básicas

TAREFAS BÁSICAS		DESCRIÇÃO DA TAREFA	FACILIDADE DE USO		
			OPINIÃO MASCULINA	POSIÇÃO	OPINIÃO FEMININA*
T1	Abriu a Cadeira de Rodas	A tarefa consiste em abrir a cadeira de rodas sem receber nenhuma instrução, ou ler manual.	DESVIAR DE OBSTÁCULOS (80 pontos)	1°	SENTAR (81 pontos)
T2	Sentar-se na Cadeira de Rodas	O sujeito deveria frear a cadeira de rodas, deixar os pedais levantados e sentar-se sozinho na cadeira.	TOCAR (80 pontos)	2°	DESVIAR DE OBSTÁCULOS (77 pontos)
T3	Manobrar a Cadeira de Rodas	O sujeito deveria manusear a cadeira de rodas, fazendo manobras de giro e movimento traseiro.	MANOBRAR (76 pontos)	3°	LEVANTAR (76 pontos)
T4	Estacionar com a Cadeira de Rodas	A tarefa era para o sujeito estacionar a cadeira de rodas em um retângulo de 1,20 por 0,80 metros.	ESTACIONAR (75 pontos)	4°	ESTACIONAR (73 pontos)
T5	Levantar-se da Cadeira de Rodas	O sujeito frearia a cadeira de rodas, levantaria os pedais com os pés e se apoiaria nos braços, para dar o impulso para levantar-se da cadeira.	TRANSFERIR (74 pontos)	5°	TOCAR (72 pontos)
T6	Desviar de Obstáculo com a Cadeira de Rodas	Foi colocado um cone de tráfego na pista de teste e o sujeito teria que desviar desse obstáculo, antes de alcançar o módulo de referência.	LEVANTAR (70 pontos)	6°	FECHAR (67 pontos)
T7	Tocar a Cadeira de Rodas	Foi solicitada ao sujeito a realização de quatro formas de propulsão da cadeira de rodas.	FECHAR (63 pontos)	7°	TRANSFERIR (66 pontos)
T8	Ajustar a Cadeira de Rodas	Pediu-se para que os sujeitos sentissem as partes da cadeira, avaliando o conforto. Também, foi realizada uma análise observacional.	AJUSTAR (63 pontos)	8°	AJUSTAR (65 pontos)
T9	Fechar a Cadeira de Rodas	A tarefa consiste em fechar a cadeira de rodas sem receber nenhuma orientação, ou ler manual de instrução.	ABRIR (57 pontos)	9°	MANOBRAR (61 pontos)
T10	Transferir-se da Cadeira de Rodas	A tarefa consiste em sair da cadeira de rodas e transferir-se para uma cadeira comum.	SENTAR (40 pontos)	10°	ABRIR (43 pontos)

Obs.: Para equiparar a pontuação da opinião feminina (Total 3593 pontos) com a da masculina (678 pontos), foi escalonada pelo fator: $[Fator = Total\ Op.\ Fem. / Total\ Op.\ Masc. = 3593 / 678 = 5,3]$.

Uma das etapas do desenvolvimento de projeto, segundo Bonsiepe *et al.* (1984, p.42), trata desta análise funcional, cujo objetivo é verificar as características ergonômicas, funções técnicas e físicas de cada componente, ou subsistema do produto. Conforme apontado, os itens do quadro anterior podem ser vistos no gráfico da FIGURA 7.3, a seguir:

FIGURA 7.3 – Opinião do grupo masculino sobre o manejo da cadeira de rodas

Podemos afirmar que, na opinião masculina, as tarefas menos fáceis de serem realizadas com a cadeira de rodas, respectivamente, são: desviar de obstáculos (T6), autopropulsionar (tocar) (T7), manobrar (T3) e estacionar-se com a cadeira (T4). No outro extremo, estão as tarefas de: sentar-se (T2), abrir (T1) e ajustar (T8), nessa ordem.

Ainda na opinião masculina, fechar (T9), levantar-se (T5) e transferir-se (T10) da cadeira de rodas, ficaram entre as tarefas menos e mais fáceis de serem realizadas, nessa ordem. Ocupando essas posições entre tarefas menos e mais fáceis de serem realizadas, na opinião feminina, estão: sentar-se (T2), desviar de obstáculos (T6), levantar-se (T5), fechar (T9), transferir (T10), ajustar (T8), manobrar (T9) e, finalmente, sentar-se (T1).

O gráfico apresentado pela FIGURA 7.4 traz as tarefas com os pontos obtidos e os respectivos, percentuais. Reiteramos que os valores apresentados neste gráfico estão corrigidos com o fator de equiparação entre as opiniões masculinas e femininas.

FIGURA 7.4 – Opinião do grupo masculino sobre o manejo da cadeira de rodas

Nesta avaliação, constatamos que a tarefa (T1: Sentar-se) se encontra nos extremos, diante das opiniões entre os gêneros, ou seja, para os homens essa tarefa é a mais fácil de realizar, enquanto que para as mulheres é a menos fácil. Outro fato é que a tarefa estacionar (T4) e ajustar (T8) obtiveram a mesma colocação entre os gêneros, ou seja, estacionar tanto para homens, quanto para mulheres, está na quarta posição da facilidade de uso.

Ajustar a cadeira de rodas se encontra na oitava posição, ou seja, os sujeitos classificaram como sendo uma tarefa não muito difícil de ser realizada. Neste estudo, foi solicitado somente o ajuste da altura dos apoios de pés.

No primeiro contato do sujeito com a cadeira de rodas, o destravamento do sistema mecânico articulado dos apoios de pés não foi tão óbvio. Todos os sujeitos não entenderam o sistema e solicitaram ajuda para manuseá-lo, tanto para armar, quanto para desarmar esse dispositivo.

A orientação dada aos sujeitos foi que, para armar o dispositivo que sustenta o apoio dos pés, era preciso apertar e manter pressionada a trava e, para desarmá-lo, bastava levantar o apoio sem apertar nenhuma trava. Vale ressaltar que, no manual que acompanha a cadeira de rodas, essas informações não estão explicitadas.

A tarefa desviar de obstáculo, tanto para os sujeitos masculinos quanto para os femininos trata de uma tarefa menos fácil de ser realizada. Podemos inferir que para um cadeirante iniciante, as barreiras arquitetônicas são os grandes impedimentos para a mobilidade. As técnicas de manejo e o entrosamento com o equipamento só serão adquiridos com o passar do tempo de uso.

Nesta fase inicial, as dúvidas, os estigmas e a não aceitação da necessidade de uso da cadeira de rodas ficam evidentes entre os sujeitos. As cadeiras de rodas não trazem nenhum atrativo para o uso e ainda colocam os usuários na iminência de sofrer algum acidente.

Para os sujeitos do gênero masculino as tarefas menos fáceis de serem realizadas estão relacionadas com a cadeira está em movimento (T6, T7, T3 e T4), enquanto que para as mulheres são as tarefas: (T2, T6, T5 e T4), ou seja, quando a cadeira está parada, com exceção das tarefas T6 e T4 que são dinâmicas.

7.5 AVALIAÇÃO DA USABILIDADE DA CADEIRA DE RODAS

A usabilidade do referencial tecnológico foi verificada, utilizando-se o método *System Usability Scale* (SUS). Aplicaram-se dois tipos de protocolo, o padrão, desenvolvido por Brooke e o adaptado, exclusivamente desenvolvido para esta pesquisa. Os resultados gerais desta avaliação estão apresentados no QUADRO 7.8 a seguir:

QUADRO 7.8 – Resultados Obtidos pelo *System Usability Scale* (SUS)

PROTOCOLO APLICADO			RESULTADOS SUS						CLASSIFICAÇÃO				
			Índice SUS	Desvio Padrão	Sujeitos	Usabilidade (%)	Capacidade de Aprendizagem (%)	Confiabilidade	Percentual	Adjetivo	Escala Bangor	Escala Sauro & Lewis	Aceitabilidade
MASCULINO	P1	APÊNDICE T, p.510	56,1	20,8	16	57,2	51,6	Boa	21,4	OK	F	D	LM
	P2	APÊNDICE T, p.511	52,2	27,2	19	51,3	55,9	Boa	15,7	OK	F	D	LM
	P1+P2	APÊNDICE T, p.512	54,0	24,2	35	54,0	53,9	Boa	18,1	OK	F	D	LM
FEMININO	P1	APÊNDICE U, p.520	67,5	21,6	20	70,6	55	Boa	48,4	OK	D	C	LM
	P2	APÊNDICE U, p.521	72,8	22,7	19	69,9	84,2	Boa	65,8	Bom	C	B-	AC
	P1+P2	APÊNDICE U, p.522	70,1	22	39	70,3	79,2	Boa	56,8	Bom	C	C	AC
AMOSTRA (M/F)	P1	APÊNDICE V, p.530	62,4	21,7	36	64,7	53,5	Boa	34,3	OK	D	D	LM
	P2	APÊNDICE V, p.531	62,5	26,8	38	60,6	70,1	Boa	34,5	OK	D	D	LM
	P1+P2	APÊNDICE V, p.532	62,5	24,3	74	62,6	62,0	Boa	34,5	OK	D	D	LM

Observações: P1=Ref. Protocolo Padrão SUS (APÊNDICE O, p.504); P2=Ref. Protocolo Adaptado (APÊNDICE P, p.505); LM=Limite entre ser aceitável ou não; AC=Aceitável; Para Classificação consultar os APÊNDICES T, U V, nas respectivas páginas 519, 529 e 539.

Conforme apontam os dados tabulados no QUADRO 7.8, o referencial tecnológico adotado foi classificado tanto na escala Bangor, quanto na escala de Sauro e Lewis, como sendo um produto inaceitável, do ponto de vista da usabilidade.

Na opinião masculina, utilizando o protocolo padrão, o referencial tecnológico recebeu um índice SUS de 56,1, que o caracteriza com um grau “F”, escala de Bangor. Com esse índice, o produto está dentro da faixa limite entre ser, ou não ser aceitável; porém, a usabilidade nesta escala é classificada como regular.

Já na escala de Sauro e Lewis, o referencial tecnológico foi classificado com grau “D”, que o classifica como sendo um produto de baixíssima qualidade para a usabilidade e, se comparado com a escala de Bangor, o produto cai para a faixa de inaceitabilidade e a usabilidade é a pior imaginável. Os mesmos resultados foram obtidos, quando aplicamos o protocolo adaptado para a pesquisa. Portanto, inferimos do ponto de vista metódico que as “afirmativas” propostas por Brooke são genéricas e podem ser aplicadas a qualquer produto.

Na opinião feminina, a cadeira de rodas recebeu um índice SUS de 67,5, na escala de Bangor. Esse índice equivale ao grau “D” e ainda coloca o produto na faixa limite; porém, agora mais próximo da aceitabilidade. Na escala de Sauro e Lewis, o produto obteve grau “C” e ainda continua sendo inaceitável por ser a usabilidade muito ruim.

Quando aplicamos o protocolo adaptado para o grupo de sujeitos do gênero feminino, o produto passa a ser aceitável, pela escala de Bangor, alcançando o grau “C”, o que o caracteriza como tendo uma boa usabilidade. Por outro lado, na escala de Sauro e Lewis, o produto continua na faixa de inaceitabilidade; porém, a usabilidade passa de “pior imaginável” para “pobre”.

Ainda buscando entender o grau de usabilidade da cadeira de rodas adotada, tabulamos todas as respostas coletadas em ambos os protocolos e descobrimos que o referencial tecnológico, de fato, necessita de intervenções projetuais para ampliar o grau de usabilidade.

Nesta análise, o produto obteve o grau “D” em ambas as escalas, ou seja, na escala de Bangor a cadeira de rodas se encontra na faixa limite da aceitabilidade e trata-se de um produto com uma usabilidade regular. Já escala de Sauro e Lewis, o produto é inaceitável, com a “pior” usabilidade imaginável.

7.5.1 Validação do Referencial Tecnológico

Para validarmos o método de seleção desenvolvido na primeira abordagem e a própria cadeira de rodas selecionada, como sendo um referencial tecnológico; iremos comparar o índice 62,5 SUS, obtido pelo produto, com o valor médio encontrado nos levantamentos de Sauro (2011), que foi de 68 SUS. Utilizamos o valor “SUS” amostral, valor obtido pelas respostas de todos os sujeitos respondidas em ambos os protocolos.

Segundo as recomendações de Sauro (2001), quando desconhecemos o valor SUS de um produto, adotamos como referência o índice de 68 SUS, que se trata de um valor médio. Para essa análise, é preciso determinar o intervalo de confiança do índice obtido pelo produto (APÊNDICE V, p. 533), resumidamente apresentada no QUADRO 7.9 a seguir:

QUADRO 7.9 – Intervalo de Confiabilidade da Pontuação SUS

SUS	DP	n	Grau de Confiabilidade	Descrição	Margem de Erro	INTERVALO	
						Inferior	Superior
62,5	24,3	74	95%	Com base nos dados Brutos dos Sujeitos	5,63	56,83	68,10
				Com base no índice SUS da Cad. de Rodas	9%	56,87	68,13

Obs.: DP=Desvio Padrão; n=Amostra (População);

Com base nos índices “SUS”, pontuado individualmente pelos participantes da pesquisa, interpretamos o resultado dizendo que 95% dessa população pesquisada pontuou a cadeira de rodas com um índice “SUS”, variando entre 56,80 e 68,10; e, ainda, que 97,5% da média da população está pontuando a usabilidade da cadeira de rodas com um índice acima de 56,80.

Comparando o valor 62.5 SUS obtido pela cadeira de rodas, com um grau de confiabilidade de 95%, com o referencial de 68 SUS, temos as seguintes situações:

A diferença entre o valor médio do índice SUS da cadeira de rodas para o referencial de 68 é de -5,4, ou seja, o índice obtido pela cadeira está cerca de cinco

pontos abaixo do valor, que na escala de Bangor se encontra na faixa limite. Para ser aceitável nessa escala, o produto deveria receber no mínimo 70 SUS.

Na escala de Sauro e Lewis, a referência de 68 SUS condiz a um produto inaceitável de nível “C”. O nível “C” é o último nível que caracteriza a usabilidade como a “pior imaginável”. Para atingir o nível “B”, que corresponde à faixa limite entre ser ou não aceitável, o produto deverá receber no mínimo 70 SUS e, para ser aceitável, com boa qualidade na usabilidade, no mínimo 79 SUS.

O teste estatístico do *SUSCalc* aponta um *p-values* de 0,96. Isso significa que há apenas 3% de chance de os sujeitos terem avaliado a cadeira de rodas com um índice acima de 68 SUS (APÊNDICE V, p.533). Para um grau de confiabilidade significativo, o *p-values* deve ser inferior a 0,000001 para estar acima de 69 SUS. Vale ressaltar que essas referências são para a escala de Sauro e Lewis, pois, o *SUSCalc* foi desenvolvido por Sauro (2011).

Portanto, foi possível comprovar, a partir do método SUS, que a heurística desenvolvida para classificar, e o método desenvolvido para selecionar um referencial tecnológico de cadeira de rodas, foi bem construído. O produto selecionado pode ser um dos melhores oferecidos pelo mercado, no que tange à usabilidade. Para obter essa comprovação, sugerimos a realização de uma avaliação comparativa entre os 10 modelos de cadeira de rodas selecionados.

Por fim, reiteramos que o produto selecionado obteve um índice de 62,5 SUS, cerca de cinco pontos a menos do valor referencial de 68 SUS, índice utilizado quando não se tem dados de outro produto similar, para realizar uma análise comparativa.

Do ponto de vista do método desenvolvido a partir dos 10 princípios do bom design e dos critérios estabelecidos para a mobilidade, podemos afirmar que o referencial tecnológico trata-se de um produto com maior número de características relacionadas ao design social disponível no mercado nacional, mesmo realizando a avaliação comparativa entre os 10 modelos de cadeira de rodas.

Esse resultado satisfaz positivamente o método sistemático desenvolvido nesta pesquisa para a seleção de um referencial a partir dos princípios do design proposto por Dieters Rams.

7.6 PADRÕES DE PROPULSÃO MANUAL

Tendo em vista os resultados da avaliação da usabilidade, e a certeza de que a cadeira de rodas de propulsão manual selecionada é um bom referencial tecnológico, podemos estabelecer que a confiabilidade da análise dos diferentes padrões de propulsão manual foi satisfatória.

Para a confiabilidade desta análise, consideramos os sujeitos mais adequados, antropometricamente, à cadeira de rodas. Portanto, dos 43 sujeitos que participaram, somente 24 indivíduos foram selecionados. Essa seleção foi realizada comparando os dimensionais da altura poplíteia, profundidade sacro-poplíteia, largura do quadril e altura do assento-cotovelo dos sujeitos, com as medidas da cadeira de rodas (QUADRO 7.10).

Os fatores visuais que contribuíram para essa análise e exclusão do sujeito foram: (1) elevação do joelho, ou seja, a coxa não encosta completamente no assento; (2) elevação do ombro na posição estática; (3) não há folga entre a perna e o assento.

Foram considerados somente os sujeitos que executaram corretamente os padrões cinemáticos dos movimentos. O QUADRO 7.10, traz o panorama do desempenho de cada sujeito. A verificação foi realizada comparando o traçado do software com o gabarito de cada movimento representado pela FIGURA 7.5 a seguir:

FIGURA 7.5 – Padrões cinemáticos dos movimentos de propulsão manual: (a) arco, (b) circular, (c) laço e (d) oito. Obs.: O início do movimento é da direita para a esquerda.

QUADRO 7.10 – Seleção da interface tecnológica para análise do padrão de propulsão

SUJEITOS (n=43)			CINEMÁTICA				DIMENSÕES DA CAD. DE RODAS				ANTROPOMETRIA				RESULTADOS
			Padrão Propulsão Arco	Padrão Propulsão Circular	Padrão Propulsão Laço	Padrão Propulsão Oito	Altura do Assento (50 cm)	Profun. Assento (42 cm)	Larg. do Assento (45 cm)	Altura do A. Braço (21 cm)	Altura Poplitea	Profun. Sacro-poplitea	Largura do Quadril	Altura do Assento-cotovelo	
MASCULINO (n=18)	S1	RRB					Altura Poplitea de 50 até 60 cm	Profundidade Sacro-poplitea de 42 a 52 cm	Largura do Quadril de 30 até 45 cm	Altura do Assento-cotovelo de 21 até 31 cm	~~45~~	~~38~~	34	18	A; C
	S2	FAL									~~44~~	49	35	15	A; C
	S5	AFA	✓	✓	✓	✓					52	51	37	27	Suj. Selecionado
	S4	AFC									~~49~~	51	37,5	28	A
	S6	ALA	✓	✓	✓	B					56	47	32	22	Suj. Selecionado
	S7	COS	✓	B	✓	B					50	45	36	22	Suj. Selecionado
	S8	ESB	✓	✓	✓	✓					54	51	33	23	Suj. Selecionado
	S9	FSS									~~48~~	50	37	25	A
	S10	JCE	✓	✓	✓	✓					53	42	33	25	Suj. Selecionado
	S11	LGL									~~65~~	51	36	29	A
	S12	LRL	✓	✓	✓	✓					58	48	33	25	Suj. Selecionado
	S13	TGS									55	51	36	32	D
	S19	GTC									~~65~~	53	45	25	A
	S20	RDB	✓	B	✓	✓					55	46	34	28	Suj. Selecionado
	S21	TBO	B	✓	✓	B					55	44	30	27	Suj. Selecionado
	S28	ARA	✓	✓	✓	B					54	48	32	23	Suj. Selecionado
	S32	LAS	✓	✓	✓	B					52	49	31	22	Suj. Selecionado
	S34	ROS	✓	✓	B	B					55	49	38	25	Suj. Selecionado
	S33	RRM	✓	✓	✓	✓					50	43	32	23	Suj. Selecionado
S35	TRP	✓	✓	✓	B	50	45	32	25	Suj. Selecionado					
Total por Padrão			12	11	12	6					Total de Suj. Selecionados				13
FEMININO (n=23)	S3	SLF					Altura Poplitea de 50 até 60 cm	Profundidade Sacro-poplitea de 42 a 52 cm	Largura do Quadril de 30 até 45 cm	Altura do Assento-cotovelo de 21 até 31 cm	~~48~~	51	~~50~~	24	A; C
	S14	AVG									~~48~~	45	30	19	A
	S15	APS									~~46~~	45	33	22	A
	S16	ETL									51	44	32	23	D
	S17	RRB									~~49~~	44	32	25	A
	S18	VSC									~~49~~	~~40~~	30	25	A
	S22	ACG	B	✓	B	✓					52	51	36	29	Suj. Selecionado
	S23	DPR	✓	✓	✓	B					52	46	34	29	Suj. Selecionado
	S24	EFS	✓	✓	✓	B					53	43	34	22	Suj. Selecionado
	S25	JQA	✓	✓	✓	✓					53	43	31	25	Suj. Selecionado
	S26	JNA	✓	✓	✓	✓					53	44	32	26	Suj. Selecionado
	S27	RMS	✓	✓	✓	B					54	51	33	23	Suj. Selecionado
	S29	EFP									~~46~~	43	31	25	A
	S30	JAR	✓	✓	✓	✓					53	45	33	28	Suj. Selecionado
	S31	PLC									53	44	~~29~~	22	A
	S36	ACM									52	~~41~~	31	24	A
	S37	ACR	✓	B	✓	B					51	46	40	24	Suj. Selecionado
	S38	BSA									~~46~~	48	30	30	A
	S39	EVA									~~46~~	44	32	24	A
	S40	ROM	✓	✓	✓	B					50	49	35	28	Suj. Selecionado
	S41	GRO	✓	✓	✓	B					51	52	30	26	Suj. Selecionado
	S42	MHM	✓	✓	✓	B					52	52	33	25	Suj. Selecionado
	S43	TCS									51	45	~~29~~	25	A
Total por Padrão			10	10	10	4					Total de Suj. Selecionados				11

Legenda: A =adeira de rodas inadequada para a antropometria do sujeito; B = Propulsão Manual fora do padrão solicitado; C = Usuário de cadeira de rodas; D = Gravação do vídeo danificada;

Os resultados demonstrados pelo QUADRO 7.10 direcionam para uma avaliação qualitativa da propulsão manual mais consistente; porém, para não invalidar o índice SUS da usabilidade da cadeira de rodas, que abrangeu todos os sujeitos, calculou-se novamente o índice considerando somente os sujeitos adequados antropometricamente ao equipamento.

Não houve variação significativa para uma reclassificação da cadeira de rodas. A média do índice SUS, que era 62,5, ficou em 61,8 e o desvio padrão, de 24,3 alterou-se para 21,8. Esses valores continuam afirmando que a cadeira de rodas possui baixa usabilidade. Vale destacar, que nesta análise, foram considerados 14 sujeitos, pois alguns voluntários já havia sido excluídos automaticamente pelo próprio software *SUSCalc*, por incompatibilidade dos dados, conforme já apresentado anteriormente.

Portanto, os padrões fundamentais do movimento de propulsão foram analisados contando com 13 e 11 indivíduos, respectivamente, do gênero masculino e feminino, totalizando 24 sujeitos. Porém, desses 24 sujeitos, apenas 12 conseguiram desenvolver plenamente todos os padrões de movimento.

O padrão arco constitui o padrão natural de todos os voluntários da pesquisa, inclusive daqueles que foram eliminados. Para o padrão arco, dois sujeitos foram excluídos por apresentar uma cinemática fora dos padrões estabelecidos. Já o desempenho para o padrão circular e laço foram praticamente iguais, tanto para os homens, quanto para mulheres. Cerca de 10 sujeitos conseguiram realizar a cinemática desses movimentos.

O padrão em formato de oito foi o mais difícil de ser realizado. Somente sete sujeitos masculinos e seis femininos conseguiram desenvolver esse movimento, com o treinamento. Conforme já citado na revisão da literatura, o padrão oito é o mais incomum de acontecer, pois, trata-se de um comportamento motor extremamente sofisticado e difícil de ser realizado.

Dessa análise, ainda podemos inferir que o design do produto pode contribuir para o desenvolvimento motor; cerca de 30% dos sujeitos com padrão natural em formato de arco conseguiram, com um rápido treinamento, realizar o padrão oito, tido como mais difícil. Portanto, ficaria mais simples se a morfologia do aro de propulsão fosse desenvolvida para provocar, de forma natural, padrões de movimentos mais eficientes e com menores riscos de lesão nas articulações.

7.6.1 Forças Atuantes no Sistema

7.6.1.1 Força de Acionamento da Cadeira de Rodas

A força de acionamento da cadeira de rodas é a grandeza necessária para retirar a cadeira de rodas da inércia, provocando o deslocamento. Nas cadeiras de propulsão manual, essa força é gerada pelo sistema ósseo muscular do indivíduo usuário do equipamento; porém, muitas vezes esse usuário apresenta limitações biomecânicas provocadas pela deficiência e não tem condições de autopropulsionar.

Utilizamos os preceitos desenvolvidos por Lombardi Jr. (2005) para o cálculo da força de acionamento para o deslocamento da cadeira e a força efetiva na mão do usuário. O QUADRO 7.11, traz um resumo dos resultados obtidos. Pode-se observar que os valores médios e os respectivos desvios padrões encontrados para a amostra é, aproximadamente, de $11 \pm 1,0$ kgf, considerando na mão $16 \pm 2,0$ kgf.

QUADRO 7.11 – Resultados da força de acionamento e da mão

VARIÁVEIS		Força Acionamento (F)		Força na Mão ($F_{\text{MÃO}}$)	
		N	kgf	N	kgf
AMOSTRA	Masculino (n=13)	106,1 $\pm$ 14,5	10,8 $\pm$ 1,5	159,2 $\pm$ 21,8	16,3 $\pm$ 2,2
	Feminino (n=11)	101,1 $\pm$ 10,3	10,3 $\pm$ 1,0	151,7 $\pm$ 15,5	15,5 $\pm$ 1,6
	Média (x)	103,8 $\pm$ 13,0	10,6 $\pm$ 1,3	155,7 $\pm$ 19,5	15,9 $\pm$ 2,0
PERCENTIL ESTIMADO	P99	134,1	13,7	201,2	20,05
	P95	125,3	12,8	188,0	19,5
	P50	103,8	10,6	155,7	15,9
	P5	82,3	8,4	123,5	12,6
	P1	73,5	7,5	110,3	11,2

Observações: Consultar o APENDICE X, p.542, para os valores individuais de cada sujeito.

Após aplicar o conceito do percentil, estima-se que as forças de acionamento para o P5 e P95 estão, respectivamente, entre 8,5 a 13 kgf, enquanto que a força efetiva em cada mão fica entre 13 a 19,5 kgf. Esses valores abrangem 90% da população.

7.6.1.2 Forças Biomecânicas da Propulsão

Para dimensionamento de uma interface tecnológica ainda mais amigável as limitações e condições físicas dos usuários, devem-se levar em consideração as forças biomecânicas internas da propulsão, ou seja, o esforço que cada segmento/articulação executa, conforme apresentado pelo QUADRO 7.12 a seguir.

QUADRO 7.12 – Forças biomecânicas dos membros superiores na propulsão

VARIÁVEIS		BRAÇO			ANTEBRAÇO			PUNHO		
		F _{bx} [N]	F _{by} [N]	F _{bz} [N.m]	F _{ox} [N]	F _{oy} [N]	M _o [N.m]	F _{px} [N]	F _{py} [N]	M _p [N.m]
MASC.	MÉDIA									
	DP									
FEM.	MÉDIA									
	DP									
AMOSTRA	MÉDIA									
	DP									
LEGENDA		F _{bx} : Força no braço			F _{ox} : Força no ombro			F _{px} : Força no punho		
		F _{by} : Força no braço			F _{oy} : Força no ombro			F _{py} : Força no punho		
		M _b : Momento no Braço			M _o : Momento no ombro			M _p : Momento no punho		

Observação: DP=Desvio Padrão; Consultar o APENDICE Z, p.543, para os valores individuais de cada sujeito.

As forças biomecânicas das articulações são importantes para o dimensionamento de aros propulsores mais eficientes e sistemas de motorização da cadeira de rodas. Segundo os estudos de Lombardi Jr. (2005) a incidência da síndrome do túnel do carpo em usuários de cadeiras de rodas se deve as forças e aos momentos atuantes do punho para realizar o deslocamento com a cadeira de rodas.

7.6.2 Parâmetros Temporais e Cinemáticos dos Movimentos

O QUADRO 7.13, a seguir, traz um resumo dos resultados referentes aos parâmetros temporais e cinemáticos dos movimentos. Para verificar o conjunto de dados de cada sujeito, consultar os respectivos apêndices.

As variáveis referem-se ao tempo de ciclo do movimento em centésimos de segundo, a frequência, em ciclos por minuto e a relação de deslocamento linear entre as articulações dos sujeitos e a estrutura da cadeira de rodas, em metros. O quadro apresenta as amplitudes de deslocamento dessas articulações. Todas essas medidas lineares são apresentadas, também, em metros.

QUADRO 7.13 – Resumo dos resultados dos parâmetros temporais e cinemáticos

VARIÁVEIS		PADRÕES DE PROPULSÃO							
		ARCO		CIRCULAR		LAÇO		OITO	
		Ap. AA, p.544		Ap. AA, p.545		Ap. AA, p.546		Ap. AA, p.547	
		Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Tempo do Ciclo Completo [cs]		1,29	0,41	1,51	0,48	1,59	0,46	2,01	0,42
Frequência [Ciclos por Minuto]		84,70	25,53	71,74	19,52	67,13	16,52	52,03	12,33
Deslocamento	Cadeira de Rodas [m]	0,74	0,19	0,94	0,19	0,99	0,18	1,21	0,18
	Tronco	0,002	0,024	0,008	0,038	-0,002	0,026	0,033	0,039
	Ombro [m]	0,75	0,19	0,95	0,18	0,99	0,18	1,24	0,19
	Cotovelo [m]	0,90	0,21	1,11	0,18	1,19	0,20	1,49	0,23
	Punho/Mão [m]	0,94	0,24	1,25	0,16	1,56	0,30	2,12	0,34
Amplitude	Ombro [m]	0,04	0,02	0,05	0,02	0,06	0,02	0,05	0,02
	Cotovelo [m]	0,12	0,03	0,14	0,04	0,18	0,03	0,14	0,04
	Punho/Mão [m]	0,11	0,04	0,17	0,04	0,30	0,08	0,36	0,09

Observações: Tempo do ciclo completo compreende a fase de impulso e recuperação (aérea); DP=Desvio Padrão; cs=centésimos de segundo, m=metro; Ap=Apêndice; Consultar APÊNDICES AE, AF, AG, AH para imagens da cinemática e cronometragem, p.554-574.

O padrão oito é o que apresentou o maior tempo de ciclo, $2,01 \pm 0,42$ centésimos de segundos. Consequentemente, é o que apresenta o menor índice de repetitividade; porém, esse movimento provoca grandes amplitudes de deslocamento do ombro, em média $0,05 \pm 0,02$ metros (FIGURA 7.6). Conforme já visto em tópicos anteriores, as principais queixas dos usuários de cadeira de rodas estão relacionadas a dores nas articulações dos ombros.

No outro extremo, temos o movimento em formato de arco, com menor tempo de ciclo, $1,29 \pm 0,41$ metros; obviamente, é o que provoca mais movimentos repetitivos para deslocar a cadeira de rodas. Esse padrão é o que possui a menor amplitude de deslocamento do ombro, em média $0,04 \pm 0,02$ metros (FIGURA 7.6); porém, essa vantagem é descaracterizada por ser a menor fase de recuperação e, assim, provocar fadiga nas articulações dos ombros.

FIGURA 7.6 – Amplitude das articulações nos diferentes padrões de propulsão

Os padrões em formato circular e laço apresentaram, praticamente, os mesmos resultados. A frequência do movimento em superfície plana está na ordem de 70 ciclos por minuto; porém, o que difere entre esses dois padrões é o deslocamento do ombro, ou seja, no padrão circular é, em média, $1,00 \pm 2,0$ centímetros menor que no formato laço.

A literatura aponta que o padrão circular é o mais eficiente por preservar as articulações dos membros superiores, devido à menor carga de movimentos repetitivos. Neste estudo, analisando somente os dados brutos, o padrão laço é o que apresenta menos movimento repetitivo; porém, se comparando a cinemática dos movimentos e a elevação do ombro, a vantagem, realmente, está no padrão circular.

No padrão circular, a fase de recuperação inicia-se com o relaxamento total dos braços e leva em média $0,89 \pm 0,23$ centésimos de segundos (FIGURA 7.7). Com o braço relaxado, após a mão soltar-se do aro de propulsão e o deslocamento linear da cadeira de rodas, ocorre uma vantagem mecânica, ou seja, a mão suspensa praticamente aguarda a chegada do aro de propulsão que contribuirá para a elevação do braço, até atingir o ponto ideal de contato, para aplicação do novo impulso.

No padrão laço, o desgaste físico é muito maior, pois, a fase de recuperação (aérea) inicia-se com a ação muscular dos ombros, para elevação dos braços; esses permanecerão por alguns instantes elevados, aguardando o momento exato para realizar o contato com os aros e aplicar uma nova força de acionamento. Neste momento de contato, o impacto é brusco e todas as articulações do braço sofrem avarias, podendo levar a sérias lesões.

Portanto, a fase de recuperação no padrão laço praticamente não existe. O tempo médio de $0,93 \pm 0,21$ centésimos de segundos será subdividido, gerando, fadiga muscular que comprometerá a regularidade da aplicação da força de acionamento (FIGURA 7.7).

FIGURA 7.7 – Fluxograma das fases do ciclo de propulsão dos padrões circular e laço.

O gráfico da FIGURA 7.8, a seguir, traz as frequências de cada um dos padrões de propulsão e os respectivos desvios. Portanto, se compararmos as fases dos ciclos de cada um desses padrões, todos, com exceção do movimento circular, terá uma fase de recuperação iniciada pela ação muscular dos ombros e do tronco.

FIGURA 7.8 – Valores médios e desvio padrão da frequência da propulsão manual.

O padrão de propulsão oito apresentou uma média de deslocamento linear do tronco, em relação ao deslocamento da cadeira de rodas, de $0,03 \pm 0,04$ metros. Podemos inferir, com esse dado, que esse padrão de movimento tende a provocar maior flexão do tronco, isso em superfície plana.

Reiterando os estudos de Pequini (2005, p.5.14), a pressão nos discos intervertebrais é cerca de 40% maior na postura sentada, mesmo com o tronco ereto, se comparada com a posição em pé. Portanto, a flexão do tronco eleva ainda mais esse índice, podendo gerar lesões nos discos intervertebrais, nas vértebras e até nas áreas periféricas da coluna.

7.6.3 Parâmetros Angulares dos Padrões de Propulsão

Para o desenvolvimento de uma interface ergonômica eficiente, é preciso conhecer o comportamento motor do indivíduo na execução da tarefa, perceber quais restrições (*constraints*) podem ser minimizadas e/ou eliminadas, para promover a aprendizagem, o controle e o desenvolvimento desse indivíduo.

Diante disso, se conhecermos previamente os parâmetros de projeto para a cadeira de rodas, isso possibilitará estabelecer com mais propriedade as garantias terapêuticas para a promoção da manutenção, da prevenção, ou da reabilitação do estado de saúde e, também, da mobilidade.

Portanto, oito parâmetros angulares foram coletados a partir do estudo da articulação do cotovelo e do punho, sendo quatro do cotovelo e quatro do punho. Para os parâmetros angulares do cotovelo e do punho, adotaram-se índices que correspondem às seguintes angulações: do início do impulso, do início da recuperação, no ponto de elevação máxima da mão e no final do ciclo.

A FIGURA 7.9 exemplifica a coleta desses dados para o sujeito S27-RMS executando o padrão circular. Os demais sujeitos e padrões de movimento podem ser consultados pelo APÊNDICES AI, AJ, AK e AL, p.575-595.

FIGURA 7.9 – Parâmetros angulares do sujeito S27-RMS executando o padrão circular.

O QUADRO 7.14 e 7.15 trazem, respectivamente, os valores médios e os respectivos desvios padrão das angulações do cotovelo e do punho nas diferentes fases do processo de propulsão manual, considerando os gêneros masculino e feminino e o comportamento amostral.

QUADRO 7.14 – Valores Médios e Desvios para Angulações do Cotovelo e Pulso

VARIÁVEIS		MASCULINO				FEMININO			
		Arco	Circular	Laço	Oito	Arco	Circular	Laço	Oito
COTOVELO	Angulação no Início do Impulso	126,1 ± 9,2	122,6 ± 10,5	129,2 ± 7	124,0 ± 8,7	139,9 ± 15,4	131,8 ± 10	142,6 ± 12,0	141,8 ± 15,8
	Angulação no Início da Recuperação	163,8 ± 5,8	156,8 ± 9,2	161,2 ± 15	162,7 ± 8,4	166,8 ± 11	167,7 ± 8,1	173,6 ± 11,2	165,8 ± 12
	Angulação no Ponto de Elevação Máximo*		167,5 ± 4,9	113,2 ± 12,7	112,2 ± 7,9		172,0 ± 10,4	126,7 ± 16,7	123,5 ± 38,3
	Angulação no Final do Ciclo	135,5 ± 12	129,8 ± 8,4	147,8 ± 14,3	148,7 ± 15,1	149,8 ± 14,9	147,2 ± 8,8	165,3 ± 13,6	150,0 ± 10,4
PULSO	Angulação no Início do Impulso	160,1 ± 9,2	166,8 ± 11,8	155,4 ± 12,8	166,8 ± 7,4	158,7 ± 13,1	158,1 ± 8,9	150,9 ± 18,2	165,5 ± 10,3
	Angulação no Início da Recuperação	194 ± 7,8	192,8 ± 11,7	195,2 ± 10	201,2 ± 9,1	191,3 ± 7,2	190,6 ± 10,7	193,8 ± 12,2	200,8 ± 6,9
	Angulação no Ponto de Elevação Máximo*		186,4 ± 6,2	167,3 ± 13,5	164,7 ± 7,1		189,0 ± 7,5	169,3 ± 18,1	159,8 ± 24,6
	Angulação Final do Ciclo	158,1 ± 12	165,9 ± 16,2	168,5 ± 21	198,2 ± 14,5	158,3 ± 13,1	163,5 ± 13,4	184,7 ± 13,6	163,8 ± 18,1

Obs.: *A referência para ponto de elevação máximo foi o traçado da cinemática, ver o APÊNDICE AB, p,548.

QUADRO 7.15 – Comparativo Amostral das Angulações nos Diferentes Padrões

VARIÁVEIS		ARCO		CIRCULAR		LAÇO		OITO	
		X	σ	X	σ	X	σ	X	σ
COTOVELO	Angulação no Início do Impulso	132,4	± 14	127,0	± 11	135,6	± 11,6	132,7	± 14,4
	Angulação no Início da Recuperação	165,1	± 8,5	162,0	± 10,1	166,1	± 14,6	165,1	± 9,2
	Angulação no Ponto de Elevação Máximo*			169,7	± 8,2	119,1	± 16,7	117,9	± 24,8
	Angulação no Final do Ciclo	142,0	± 14,9	138,1	± 12,2	155,6	± 16,8	147,9	± 12,8
PULSO	Angulação no Início do Impulso	159,5	± 10,9	162,7	± 11,2	153,9	± 15,4	166,6	± 8,6
	Angulação no Início da Recuperação	192,8	± 7,5	191,8	± 11	195,1	± 10,6	200,3	± 8
	Angulação no Ponto de Elevação Máximo*			187,6	± 6,8	169,1	± 15,2	163,2	± 16,2
	Angulação Final do Ciclo	158,2	± 12,3	164,8	± 14,6	176,4	± 19,4	185,1	± 24,6

Obs.: x = Média; σ = Desvio Padrão; *A referência para ponto de elevação máximo foi o traçado cinemático.

Para ambos os gêneros, a angulação do cotovelo no início do impulso é menor no padrão circular, variando de 123 ± 10 graus para os homens e 132 ± 10 graus para as mulheres. Quanto menor for essa angulação, melhores serão as condições para aplicação da força de acionamento, ou seja, as articulações do braço sofrerão menos impactos.

O gráfico da FIGURA 7.10 mostra que as angulações do início de impulso são maiores para os indivíduos do gênero feminino. Isso está relacionado com dimensional antropométrico. A média da estatura encontrada nesta amostra foi de 1,8 e $1,6 \pm 0,10$ m, respectivamente, para os gêneros masculino e feminino.

O ponto do início da fase de recuperação é comum em todos os padrões de propulsão, pois se encontra logo que a mão solta do aro de propulsão. Embora os valores médios não demonstrem, em alguns movimentos, especialmente no padrão laço, ocorre à hiperextensão do cotovelo. Portanto, para preservar as articulações do braço o ângulo do início da recuperação deve ser menor que 180 graus.

Na propulsão manual é natural o indivíduo estabelecer, no final da fase de recuperação, um ângulo do cotovelo maior que do início de impulso. Esse processo se dá para que o ângulo de impulso seja preciso e ajustado instintivamente, para um melhor rendimento da aplicação da força de acionamento.

FIGURA 7.10 – Angulações do cotovelo nos diferentes padrões de propulsão

As características angulares para o punho, no padrão circular, é o inverso à do cotovelo, ou seja, essa articulação está estendida e, quanto mais próxima for de 180 graus, mais próxima essa articulação estará da linha neutra; porém, neste estudo constatamos que o padrão oito foi o que apresentou essa característica; mas associado à flexão do cotovelo, isso não se torna vantajoso para preservar as articulações.

Portanto, desconsiderando o padrão oito, novamente percebemos que o padrão circular apresenta melhores condições biomecânicas para a propulsão. A angulação do punho no padrão circular, no início da recuperação, é praticamente igual para ambos os gêneros, cerca de 190 graus; portanto, uma extensão que está dentro da faixa segura proposta por Paschoarelli (2004).

FIGURA 7.11 – Angulações do punho nos diferentes padrões de propulsão

Entretanto, com exceção do padrão arco e circular, a angulação do punho no final da recuperação apresenta diferenças significativas devido aos diferentes padrões antropométricos dos sujeitos. O gênero feminino foi o que apresentou maior angulação no padrão laço, enquanto que o grupo masculino encontrou-se no padrão em formato de oito.

A FIGURA 7.12 mostra o ponto extremo superior (A) e inferior (B ou C) de cada padrão de propulsão. Nos padrões arco e circular o ponto (A) refere-se ao momento de contato da mão com o aro, ou seja, início do impulso; já o ponto (B) demarca o final desse impulso e o início da recuperação. No padrão arco, a mão está em contato com o aro e, no circular, a mão está suspensa abaixo do aro de propulsão.

No padrão laço, o ponto inferior (B) refere-se ao final do impulso e início da fase de recuperação; e o ponto superior (A), refere-se ao momento que a mão se encontra no seu ponto máximo durante a fase de recuperação; nesse movimento, a mão está acima do aro de propulsão e essa posição é sustentada pela ação muscular do ombro e braço.

No padrão em formato de oito, o ponto (A) corresponde à mesma situação do padrão laço; entretanto, o ponto máximo inferior pode ser definido pelo ponto (B) ou (C); essas opções ocorrem devido às variações antropométricas do indivíduo, ou seja, as chances de o ponto máximo ser o ponto (C) estão diretamente relacionadas com o dimensional do braço, ou seja, quanto maior for esse segmento maior a chance do ponto (C) ser o extremo no traçado cinemático.

FIGURA 7.12 – Pontos extremos nos diferentes padrões de propulsão.

Compreendidos os pontos extremos dos diferentes padrões de propulsão, o gráfico da FIGURA 7.12 traz os comportamentos angulares do cotovelo e do punho, diante desses padrões de movimento.

Quanto maior for a angulação do cotovelo no ponto extremo, mais próximo o braço estará da linha neutra. O padrão circular apresenta 168 graus de angulação.

Vimos, em tópicos anteriores e na descrição acima, da FIGURA 7.11, que o braço do sujeito não se encontra tensionado por estarem suspensos. Em todos os outros movimentos, o braço está tensionado. Os piores padrões de propulsão são os formatos em laço e oito, com cerca de 110 graus de flexão. Vale ressaltar que esse mesmo comportamento acontece com o punho.

FIGURA 7.13 – Angulações do cotovelo nos diferentes padrões de propulsão

Por fim, entender os comportamentos angulares das articulações do braço na propulsão manual, proporcionou subsídios para aprimorarmos e estabelecermos novas recomendações para o projeto da interface cadeira de rodas e esse estudo também foi importante para reiterar as comprovações da literatura científica que aponta que o padrão circular é o mais eficiente, especialmente, do ponto de vista biomecânico, para a realização de propulsão de cadeiras de rodas manuais, providas de aros.

O tópico 7.64, a seguir, corrobora ainda mais para compreendermos a eficiência dos diferentes padrões. Analisamos as dificuldades encontradas por alguns sujeitos que não conseguiram realizar os respectivos movimentos. O estudo dos erros permite uma reflexão de projeto no intuito de evitá-los no design de novos produtos.

7.6.4 Taxa de Sucesso

O gráfico da FIGURA 7.10 apresenta o comparativo da taxa de sucesso entre os diferentes padrões de propulsão realizados no teste de usabilidade com a cadeira de rodas.

A taxa de sucesso encontrada para o padrão em formato de oito foi a menor entre as demais. Somente 10 sujeitos conseguiram realizá-las. Reiteramos que a angulação do cotovelo e do pulso encontrada nos sujeitos femininos, no ponto de elevação máxima da mão, foi a que apresentou o maior desvio padrão; portanto, é o movimento de menor regularidade.

Como o padrão oito está muito distante do padrão natural dos sujeitos, os treinamentos realizados não foram suficientes para proporcionar uma regularidade do comportamento motor, especialmente nos indivíduos do gênero feminino.

Mesmo assim, a análise dos padrões de propulsão nos proporcionou dados que merecem ser melhor investigados. Conforme estudado no tópico anterior, a angulação do cotovelo no final do ciclo e a angulação do pulso no início da fase de impulso e recuperação apresentaram regularidade entre os gêneros.

FIGURA 7.14 – Comparativo da Taxa de Sucesso entre os Padrões de Propulsão

Os padrões arco e laço apresentaram comportamentos similares entre os gêneros. O índice de 92% para o padrão arco está relacionado à imprecisão dos movimentos realizados por dois sujeitos

Embora os padrões naturais desses indivíduos seja o do tipo arco e, visualmente, no plano sagital ele realize o movimento, o traçado cinemático do ponto de referência localizado no metacarpo ficou muito distante do gabarito pré-estabelecido para o padrão (FIGURA 7.11).

FIGURA 7.15 – Traçado cinemático do padrão “arco” do sujeito S21-TBO

Mesmo o sujeito realizando o padrão arco, esse fenômeno foi provocado pela soltura da mão do aro de propulsão no momento de recuperação. Essa soltura provocou um pequeno deslocamento da mão no plano concorrente ao plano sagital, fazendo com que a mão ficasse estática por um instante, à espera do aro, para iniciar um novo ciclo.

Esse fenômeno pode ser observado, comparando as velocidades da mão com o da cadeira, nos instantes “B” e “b” da FIGURA 7.15. Instantes que correspondem aos 0,38 m/s e 0,76 m/s. O mesmo fenômeno ocorreu com o sujeito S22-ACG, do gênero feminino, que provocou a exclusão desses indivíduos da análise.

O padrão circular, tido como o padrão mais adequado para a propulsão manual da cadeira de rodas, foi o que apresentou pequenas diferenças entre os gêneros e entre os demais padrões. Embora os sujeitos tenham passado por orientações e treinamento do movimento, é possível encontrarmos alguns indivíduos com dificuldades e que necessitariam de um tempo maior para assimilação do padrão.

A FIGURA 7.12 apresenta o traçado cinemático do padrão circular realizado pelo sujeito S7-COS. É perceptível, analisando o traçado, que o sujeito necessitaria de uma maior convivência com a cadeira de rodas, experimentando o padrão em condições do cotidiano, para que esse movimento forçado fosse naturalmente corrigido.

FIGURA 7.16 – Traçado cinemático do padrão “circular” do sujeito S7-COS

Na observação do vídeo, percebe-se o conflito que ocorre entre os comportamentos físico e cognitivo, ou seja, o cérebro envia o comando que o movimento é circular, a mão obedece, mas não conversa com a interface tecnológica e realiza movimentos confusos.

Utilizando os pontos de referências localizados na FIGURA 7.12, os principais problemas que encontramos na análise desse e dos demais indivíduos que não conseguiram realizar o padrão circular de propulsão foram:

- Ponto A – Rotação desnecessária do pulso;
- Ponto B – Elevação forçada do ombro e do cotovelo;
- Ponto C – Pegada imprecisa e insegura;
- Ponto D – Flexão do tronco;
- Ponto E – Deslocamento da mão no plano frontal;
- Ponto F – Elevação excessiva do ombro na retomada do ciclo;
- Ponto G – Tensionamento da articulação do pulso e dos dedos;
- Ponto H – Extensão do braço não aproveitado para propulsão.

Aproximadamente 87% dos sujeitos conseguiram realizar o movimento circular de propulsão. Foi o movimento que apresentou maior regularidade, o que confirma os dados observados na literatura científica, que aponta como sendo o padrão de movimento mais adequado para a propulsão.

Na análise dos sujeitos que não conseguiram realizar de forma precisa o padrão circular, é possível estabelecer diretrizes de projeto, para que essas intercorrências não interfiram no desenvolvimento motor do cadeirante.

O design do produto tem um papel importante, que é fazer uso desses parâmetros cinemáticos, para estabelecer uma interface de aros propulsores mais ergonômicos e que proporcionem uma adequação mais natural do cadeirante ao padrão de maior eficiência, mesmo esse padrão não sendo propriamente inato do indivíduo que o utilizará.

Outro fator importante é entender que, no projeto de cadeira de rodas, especificamente do sistema de propulsão, o projetista deve conhecer os limites biomecânicos de cada indivíduo, para que os sistemas possam ser ajustados de acordo com as necessidades, as quais podem variar conforme o tipo da deficiência, a idade e as condições físicas e ergonômicas. Portanto, o próximo tópico busca trazer algumas contribuições nesse sentido.

7.6.5 Parâmetros Ergonômicos do Acionamento Manual

7.6.5.1 Antropometria do Acionamento

Para realizar o cálculo das forças biomecânicas da propulsão, proposto por Lombardi (2005), é preciso conhecer algumas variáveis antropométricas. O software *Kinovea* possibilitou a coleta desses dados, os quais foram tabulados e tratados estatisticamente. O QUADRO 7.15 apresenta os valores médios para ambos os gêneros e amostral.

QUADRO 7.16 – Antropometria para o cálculo da força de acionamento

VARIÁVEIS		MASCULINO		FEMININO		AMOSTRA	
		Média	DP	Média	DP	Média	DP
Comprimento do Braço (cb)	[m]	0,32	0,03	0,29	0,03	0,31	0,04
Comprimento do Antebraço (ca)	[m]	0,24	0,03	0,23	0,04	0,24	0,04
Distância entre o Punho e o Centro da Roda (r^*)	[m]	0,35	0,03	0,35	0,03	0,35	0,03
Distância do Ombro até o Centro da Roda (Yo)	[m]	0,83	0,04	0,83	0,03	0,83	0,04
Ângulo do Ombro (Braço/ Y_o) (α_1)	[°]	41,5	7,47	32,55	8,36	37,42	9,10
Ângulo do Cotovelo (Braço/Antebraço) (α_2)	[°]	123,6	9,47	137,64	12,78	130,04	13,14
Ângulo de Acionamento ($\alpha_3 = \theta$)	[°]	13,9	2,67	10,36	3,01	12,29	3,36

Observação: Consultar APÊNDICE AC, p.548 para dados de cada indivíduo.

Diante do exposto, é válido ressaltar que os valores encontrados para o comprimento do braço ($0,31 \pm 0,04$ m) e antebraço ($0,24 \pm 0,04$) estão coerentes com os valores estimados pelo fator proposto por Hall (2000), que leva em consideração a altura corporal total para determinar os comprimentos desses segmentos, conforme pode ser observado no QUADRO 7.16, do tópico a seguir.

7.6.5.2 Referências Antropométricas e Posturais

O QUADRO 7.16, a seguir, apresenta os valores médios e os respectivos desvios para as medidas antropométricas de ambos os gêneros e amostral. Esses valores foram estabelecidos a partir da relação da massa corporal e da estatura dos sujeitos.

Já os parâmetros angulares postural da interface foram coletados pelas ferramentas disponíveis no software *Kinovea*. Esses dados são importantes para o designer de cadeira de rodas entender o comportamento postural dos sujeitos e, assim, estabelecer inovações no que tange à melhoria do desempenho, do conforto e da segurança do usuário.

QUADRO 7.17 – Valores Antropométricos da Interface

VARIÁVEIS			MASCULINO		FEMININO		AMOSTRA			
			Média	DP	Média	DP	Média	DP		
MEDIDAS ANTROPOMETRICAS	Massa Corporal dos Sujeitos		[kg]	82,32	14,68	76,77	9,50	79,78	13	
	Estatura dos Sujeitos		[m]	1,75	0,06	1,69	0,06	1,72	0,06	
	Parâmetros Conf. Hall (2000)	Massa do Braço		[kg]	2,68	0,48	2,50	0,31	2,59	0,42
		Massa do Antebraço		[kg]	1,54	0,27	1,44	0,18	1,49	0,24
		Massa do Pulso		[kg]	0,54	0,10	0,50	0,06	0,52	0,08
		Comprimento do Antebraço		[m]	0,27	0,01	0,27	0,01	0,27	0,01
		Comprimento do Braço		[m]	0,30	0,01	0,29	0,01	0,30	0,01
		Comprimento do Pulso		[m]	0,10	0,00	0,10	0,00	0,10	0,00
		Diâmetro do Antebraço		[m]	0,09	0,00	0,09	0,00	0,09	0,00
		Diâmetro do Braço		[m]	0,10	0,00	0,10	0,00	0,10	0,00
		Diâmetro do Pulso		[m]	0,10	0,00	0,10	0,00	0,10	0,00
POSTURAS	Angulação do Joelho		[°]	99,08	6,23	101,82	4,33	100,33	5,66	
	Angulação da Perna/Assento		[°]	7,79	6,50	1,36	3,04	4,85	6,22	
	Angulação do Pé (Pé/Perna)		[°]	91,77	3,87	94,64	2,69	93,08	3,71	
	Angulação do Tronco (Tronco/Coxa)		[°]	97,31	6,44	98,27	11,33	97,75	8,92	
	Angulação da Cabeça (Linha Olhos)		[°]	63,69	4,39	71,73	8,20	67,38	7,54	
	Altura da Interface (Cabeça/Piso)		[m]	1,43	0,04	1,43	0,03	1,43	0,04	
	Comprimento da Interface (Encosto/Pé)		[m]	1,22	0,04	1,22	0,02	1,22	0,03	

Observação: Consultar APÊNDICE AC, p.549 para dados de cada indivíduo.

7.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo apresentou, de forma sistemática, os resultados dos experimentos realizados com o referencial tecnológico de cadeira de rodas. De modo geral, constatamos que as condições físicas dos participantes estavam favoráveis para o que se propôs coletar e os resultados obtidos pelos protocolos de anamnese e a sistemática adotada garantiram a eticidade da pesquisa, pois, não houve nenhuma intercorrência.

Os resultados das variáveis antropométricas levam à comprovação de que muitos modelos de cadeiras de rodas produzidas no Brasil não atendem a boa parte da população, ou seja, excluem aproximadamente mais de 40% dos indivíduos, que ficam à mercê de adaptações equivocadas, ou, infelizmente, se ajustam, colocando em risco o programa de manutenção, prevenção e/ou reabilitação do estado de saúde.

Na comparação dos dimensionais antropométricos dos sujeitos, com as do referencial tecnológico e das normas para cadeira de rodas, constatamos que o produto selecionado está dentro dos parâmetros para os percentis P5 e P95. Isso demonstrou que os procedimentos adotados para a seleção do referencial tecnológico da cadeira foram satisfatórios e válidos, do ponto de vista, metodológico. Porém, a cadeira de rodas não atende 90% da população.

Vale ressaltar que essa validação não significa que o produto seja um padrão para a prescrição médica, pois, na avaliação da usabilidade o índice obtido foi de 62,5 SUS e na escala de Sauro (2001), esse valor a caracteriza como sendo um produto de baixa usabilidade.

Na avaliação de dez tarefas básicas, constatamos que as opiniões se divergem totalmente em alguns pontos; por exemplo, na opinião feminina, a tarefa “sentar” na cadeira obteve 81 pontos e trata-se da tarefa mais difícil de ser realizada, enquanto que, na opinião masculina, essa mesma tarefa é mais fácil de executar. Outras tarefas como “ajustar” e “estacionar” se igualaram diante das opiniões entre os gêneros, obtendo uma marca que variou entre 60 e 75 pontos, ou seja, estacionar é mais difícil de ajustar na opinião dos sujeitos.

Para avaliarmos os padrões de propulsão da cadeira de rodas, foi realizada primeiramente uma adequação da amostra dos sujeitos, ou seja, aqueles que não

estavam antropometricamente adequados, ou que foram automaticamente excluídos pelo software utilizado na análise da usabilidade.

Entretanto, dos 43 voluntários inicialmente recrutados, somente 24 sujeitos apresentaram adequações antropométricas compatíveis com o referencial tecnológico de cadeira de rodas adotado. Portanto, a amostragem contou com 13 sujeitos do gênero masculino e 11 do gênero feminino, proporcionando uma avaliação mais coerente dos dados.

Desses 24 voluntários, o software apontou incompatibilidade dos dados apresentados pelas respostas de 10 deles. Portanto, para verificar novamente o grau de usabilidade da cadeira de rodas, a opinião de 14 sujeitos mostrou que a cadeira de rodas continuava sendo um produto de baixa usabilidade, pois, o índice não sofreu mudança significativa, caiu de 62,5 para 61,8.

Desses 24 sujeitos, apenas 12 conseguiram realizar os padrões de propulsão em formato de arco, circular, laço e oito. Os dados brutos da pesquisa experimental apontam que o padrão laço seria o mais eficiente, confrontando com o que a literatura diz.

Diante de uma análise mais detalhada, pode-se comprovar que, no padrão laço, embora o tempo cronometrado de recuperação seja maior, há ações musculares que subdividem esse tempo, provocando uma desvantagem por levar o sujeito a experimentar mais rapidamente uma fadiga muscular. Devido às limitações dessa pesquisa, os desdobramentos para comprovar, de fato, a eficiência entre esses padrões ficam impedidos.

Por fim, o capítulo trouxe, além dos parâmetros temporais, cinemáticos, antropométricos e posturais, uma breve discussão sobre a taxa de sucesso entre os diferentes padrões de propulsão, apresentando os principais problemas encontrados no comportamento motor dos sujeitos que não conseguiram realizar os respectivos movimentos.

Diante desses problemas levantados, constatamos que a interface tecnológica deve apresentar uma morfologia que corrija, naturalmente, essas incoerências e o papel do design de produto é essencial nessa transformação.

8 DISCUSSÃO

8.1 SOBRE AS CARACTERÍSTICAS DOS SUJEITOS

Inicialmente, pensou-se que diferenças bastante significativas iriam ser encontradas, se classificássemos os sujeitos pela sua formação profissional; porém, os resultados apresentados mostram que as opiniões dos designers, educadores físicos e fisioterapeutas são similares entre si e entre o grupo geral dos voluntários, especialmente, no que tange à usabilidade da cadeira de rodas. Portanto, os resultados foram apresentados levando em consideração apenas a diferença entre os gêneros.

Comparando-se o grupo amostral com os dados estatísticos da população, podemos inferir que a realidade da faixa da população estudada foi representada, ou seja, os indivíduos da amostra estão acima do peso nas mesmas proporções, com dados divulgados pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). Diante disso, a cadeira de rodas se adequou a 55,8% dos sujeitos, sendo 25,6% do gênero feminino e 30,2% do gênero masculino.

Conforme apontam os estudos de Abreu (2010), Jorge e Alexandre (2005) e Carriel (2007), as cadeiras de rodas não estão adequadas ergonomicamente às características antropométricas da população. Portanto, os dados levantados nesta tese, podem contribuir para essa adequação dimensional, pois os valores encontrados não condizem com os valores normalizados. Por exemplo, o valor da altura do assento sugerido pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) é de 49 a 53 centímetros, enquanto que os valores encontrados para a altura poplíteia, nesta amostragem, variaram de 42 a 65 centímetros.

Outros parâmetros da cadeira e do sujeito apresentam-se da mesma forma, ou seja, são diferentes dos estabelecidos em normas e, conseqüentemente, dos produtos comercializados. Vale ressaltar que alguns produtos não trazem em seus manuais a maioria das especificações dimensionais solicitadas pela norma ABNT NBR ISO 7176-7, Parte 7: Medições de dimensões de assento e rodas, o que dificultou bastante à coleta de dados presentes nesta tese.

No estudo que realizamos, da medição da circunferência do pé e do levantamento do tipo de calçado mais utilizado pelos sujeitos, percebemos que na amostra prevaleceu o uso do tênis.

Constatamos que mais de 25% dos indivíduos, não são atendidos pelas por nenhuma das marcas de tênis estudadas. Portanto, se levarmos em consideração esses parâmetros disponíveis da indústria calçadista, para o desenvolvimento de apoios para os pés, calcanhares e da cinta, também, deixaremos de atender a boa parte da população.

8.2 SOBRE O REFERENCIAL DE CADEIRA DE RODAS

O referencial de cadeira de rodas adotado foi selecionado, considerando a heurística desenvolvida com base nos parâmetros de projetos já consolidados pela literatura científica, os princípios do bom design proposto por Dieters Rams e os sete critérios de mobilidade e inclusão social proposto por esta pesquisa.

Diante desses procedimentos a cadeira foi selecionada; porém, constatamos, após o levantamento antropométrico dos sujeitos, que o produto não atenderia aos sujeitos com percentil P5 e P95. Levando em consideração os perfis amostrais (sujeito/produto), inferimos que as cadeiras de rodas de propulsão manual, atualmente fabricadas e comercializadas no Brasil são ineficientes para a mobilidade. Conforme apontam os resultados descritos no capítulo anterior, mais de 40% dos sujeitos teriam condições desfavoráveis de uso.

As vantagens presentes no referencial tecnológico, na opinião dos sujeitos, foram a estabilidade da postura proporcionada pela base rígida em polipropileno e o conforto do estofado do assento; porém, destacamos que esse modelo de assento necessita de ajustes e manutenção constante, para que essas características sejam mantidas. Por exemplo, o encosto do tipo *sling* do referencial não possui cinta de ajuste, frente à revisão da literatura. Isso é um problema para a coluna vertebral, pois, com o tempo, devido ao laciamento do tecido, poderá provocar posturas inadequadas.

Outras qualidades do produto, apontadas pelos sujeitos, foram o conforto e maciez dos apoiadores de braço; porém, a estrutura que apoia esses elementos

está solta, ou seja, não possui sistema de trava e, no momento de fechar a cadeira, provoca condições de risco. Vários modelos de cadeira de rodas conhecidas, também apresentam essa mesma morfologia.

Os dispositivos mecânicos que sustentam os apoios de pés, na opinião do pesquisador, são práticos e eficientes, desde que as instruções de uso estejam dispostas no manual da cadeira. Na opinião dos sujeitos, o dispositivo é duro, difícil e nada intuitivo. A maioria dos sujeitos tiveram muitas dificuldades em armar e/ou desarmar o apoio de pés. Alguns quando armavam/montavam não percebiam que o dispositivo precisava encostar no top preso a estrutura da cadeira, consequência que provoca posturas inadequadas como apresentado pela FIGURA 8.1.

FIGURA 8.1 – Angulação da perna esquerda e direita do sujeito S40-ROM

Percebemos que, na maioria das cadeiras de rodas, os elementos como o apoio para a cabeça e cinto de segurança, são essenciais para a segurança do indivíduo, especialmente, nos imprevistos de acidentes. Esses elementos são tratados como sendo um acessório para a maioria dos usuários e acabam não adquirindo essas peças. As cadeiras de rodas que possuem esses elementos deixam de ser uma opção para aquisição do produto, devido ao custo mais elevado.

Vale ressaltar que o Conselho Nacional de Trânsito (Contran), a partir da Resolução nº 220, de 11 de janeiro de 2007, torna obrigatório o uso de apoio de

cabeça em automóveis. Essa mesma obrigatoriedade deveria se estender para todos os modelos de cadeiras de rodas, pois o fenômeno do golpe de chicote no pescoço pode acontecer e levar o cadeirante a lesões.

Entende-se que os fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e educadores físicos no ato da prescrição, conscientizam o público cadeirante e seus familiares sobre os benefícios que esse elemento proporciona em situações de risco; porém, diante das visitas que realizamos as lojas que comercializam cadeira de rodas, percebemos que há muitas interferências dos vendedores ao oferecer um produto diferente daquele prescrito.

8.3 SOBRE A FACILIDADE DE USO E A USABILIDADE

Diante das tarefas básicas propostas, constatamos que a facilidade de uso da cadeira de rodas destoa, se considerarmos as opiniões entre os gêneros. Nem tudo que é fácil para os indivíduos do gênero masculino, comporta-se da mesma forma na opinião feminina e vice-versa. Haja vista que a simples tarefa de “Sentar-se” na cadeira é extremamente fácil para as mulheres e completamente difícil para os homens.

Outra característica percebida entre os gêneros foi que os sujeitos masculinos apontaram mais dificuldades na realização de tarefas do tipo estática. Enquanto que as mulheres nas tarefas dinâmicas. Por exemplo, “Manobrar”, “Tocar” e “Desviar de Obstáculos”. Vale destacar que há um agrupamento da opinião masculina frente as dez tarefas avaliadas, o mesmo não ocorre com a opinião feminina.

Essa facilidade em tarefas dinâmicas para os sujeitos masculinos advém da força biomecânica. Estudos apontam que em testes com cadeiras de rodas, em diferentes tipos de pisos, a força máxima de acionamento encontrada ficou entre 80 e 100 kgf, com níveis de lesão localizados entre as vértebras T2 e L1. Os sujeitos masculinos mesmos lesionados conseguiram vencer os obstáculos, enquanto que os femininos solicitavam auxílio para conseguir vencê-los.

Em ambiente controlado de laboratório, a tarefa de “Estacionar” foi classificada por ambos os sujeitos como sendo uma atividade com grau mediano de dificuldades. Essas dificuldades estão relacionadas com o peso do equipamento, a

falta de habilidade e dos conhecimentos das técnicas de manejo, para propulsionar a cadeira de rodas.

Percebemos, no teste de usabilidade, que muitos sujeitos autopropulsionaram a cadeira de rodas com muita insegurança, com toques alternados que desestabilizavam a direção da cadeira e realizaram manobras não respeitando os limites demarcados no solo, mostrando que a percepção espacial e o controle da cadeira surgem somente com o tempo de uso. Portanto, frente aos achados teóricos, os riscos de tombamento e choques são maiores no início do uso de uma cadeira de rodas, ou seja, quando o processo maturacional da habilidade está começando a ser construído.

A facilidade na manobrabilidade, em espaços reduzidos, com a cadeira de rodas, está associada ao peso, estabilidade da estrutura e ao comprimento e largura do equipamento, ou seja, quanto menor for o equipamento, mais fácil será de realizar a tarefa; embora haja produtos disponíveis com essas características, as cadeiras populares estão distantes dessa realidade.

Recomendações de posicionamento como: se a roda propulsora estiver na parte frontal da cadeira, os aros propulsores ficarão mais acessíveis e o peso do sujeito sobre os rodízios facilitará a mudança de direção e podem ajudar na manobrabilidade; porém, há perda da estabilidade para as transferências e, consequentemente, para autonomia do indivíduo.

Essas questões de facilidade de uso interferem muito no grau de usabilidade do produto. Ainda é desconhecido o grau de usabilidade de uma cadeira de rodas de propulsão manual nacional. Assim, foi utilizado o método *System Usability Scale* (SUS) para obter esse grau, sendo utilizados dois tipos de protocolo: o padrão e o adaptado. Constatamos que não houve diferenças entre esses instrumentos se compararmos os índices encontrados.

Com referência ao protocolo padrão, os sujeitos pontuaram a cadeira de rodas com um valor médio de 62,4 SUS. Isso significa que a usabilidade do produto atinge 62,7% e a capacidade de aprendizado de 53,5%. Este último percentual descreve a capacidade de a interface tecnológica ser utilizada na primeira tentativa, com sucesso.

Diante desses resultados, podemos afirmar, com 95% de certeza, que os sujeitos pontuaram a cadeira com índices que variaram entre 56 a 68 SUS e que 97,5% pontuaram com índices abaixo de 56 SUS, definindo o produto como sendo

de baixa usabilidade. Para atingir uma boa usabilidade, o índice SUS teria que ter alcançado 79 pontos.

Embora a cadeira de rodas adotada não seja a mais eficiente para a usabilidade e capacidade de uso, pode-se inferir que, entre os produtos estudados, é a que alcançaria o índice mais elevado, por ter passado por três processos classificatórios. A cadeira de rodas ficou -5,4 pontos abaixo do índice médio estabelecido por Sauro (2011), quando não se conhece índices comparativos para avaliação.

Conforme apontamos no capítulo dos resultados, reiteramos que seria interessante realizar a avaliação da usabilidade dos 10 modelos de cadeira de rodas pré-selecionadas na segunda abordagem desta tese, para que possamos criar um histórico da vida desses recursos de tecnologia assistiva e percebermos a evolução do grau de usabilidade desses produtos, diante do redesign.

Avaliar essas cadeiras com base nos conceitos do Design Centrado no Usuário (DCU) aumenta a probabilidade da atividade projetual atender às necessidades dos sujeitos. Portanto, essa avaliação deve focar na participação ativa dos usuários de cadeiras de rodas e na análise do comportamento motor do sujeito, na realização da propulsão. Segundo aponta os conceitos do DCU, comprovamos que, de fato, o tempo de maturação corrobora para obtermos resultados mais precisos e confiáveis.

Sabe-se que com pouco tempo de uso, as cadeiras de rodas sofrem desgastes que provocam a perda da estabilidade; geralmente, essas cadeiras não passam por manutenções periódicas, sendo encaminhadas para a assistência técnica em situações extremamente críticas, como de quebras e travamentos. Nessas condições da realidade, o índice da usabilidade pode ser ainda menor do que o encontrado neste estudo.

Antes de realizar o teste de usabilidade, de acordo com o descritivo dos procedimentos metódicos estabelecidos, os sujeitos foram convidados a realizar um treinamento com a cadeira para sentir o equipamento. O teste, propriamente dito, foi executado por três vezes cada movimento e, na análise dos vídeos, constatamos que, na maioria das vezes, a terceira tentativa era a que apresentava os melhores traçados cinemáticos do movimento, fato, que nos leva a acreditar da importância da maturação na aquisição de habilidades.

Os passos estabelecidos na norma ISO 20282:2006(E) possibilitaram construir uma sistemática própria para verificarmos a eficácia, a eficiência e a satisfação da operação e, conseqüentemente, a comprovação desta tese. A sequência dos passos sugeridos pela norma foi seguida; porém, alguns itens foram adaptados às incógnitas que almejávamos responder.

Uma dessas adaptações foi à inclusão do método *System Usability Scale* (SUS), utilizado para quantificarmos o índice da usabilidade ainda desconhecido e validarmos a cadeira de rodas diante das premissas da pesquisa. Por fim, inseriu-se uma terceira abordagem ao método, cujo objetivo foi entender os diferentes padrões de movimento, cujas discussões são apresentadas pelo subcapítulo, a seguir.

8.4 SOBRE OS PADRÕES DE PROPULSÃO

Para avaliarmos os diferentes padrões de propulsão, recrutamos 40 sujeitos não usuários de cadeira de rodas; porém, dessa amostragem, apenas 12 sujeitos conseguiram realizar, de forma correta, os quatro padrões de propulsão (arco, circular, laço e oito).

Entre os diferentes padrões de propulsão, o formato em arco foi o movimento natural que prevaleceu entre os sujeitos. Portanto, isso representa que os sujeitos teriam que realizar um breve treinamento para compreender as particularidades do movimento em formato circular, laço e oito.

A literatura aponta que o padrão arco é o mais comum entre os sujeitos e, também, o mais inadequado para realizar o impulso da cadeira de rodas, enquanto que o padrão circular é o mais eficiente. De fato, constatamos que a eficiência do padrão circular está relacionada mais à vantagem proporcionada pela cinemática em evitar lesões às articulações, do que à eficácia dos parâmetros temporais e de frequência que, neste levantamento, mostraram-se superiores aos apresentados pela literatura científica.

O experimento proporcionou uma reflexão juntamente à investigação realizada por Richter et al. (2007) e Medola (2010), apontando que o design do aro de propulsão está diretamente ligado ao desempenho e ao aparecimento de dor e desconforto, especialmente, na região dos ombros, devido às excessivas amplitudes

de deslocamento dessa articulação na propulsão e à morfologia tubular do aro, que não proporciona uma pega adequada e uma regularidade para o movimento.

A literatura aponta que para melhorar o desempenho, a roda propulsora deve estar localizada à frente do Centro de Gravidade (CG) do usuário e na linha dos ombros. A largura do assento deve ser otimizada, ou seja, adequada à antropometria. Neste estudo foi perceptível o bom desempenho dos 21 sujeitos que realizaram o movimento circular, pois o eixo da roda propulsora da cadeira estava na linha dos ombros e, também, a adequação antropométrica da cadeira proporcionou essa estabilidade e segurança.

Outros parâmetros para a eficiência da propulsão estão atrelados à posição do assento, aos ângulos e distâncias horizontais e verticais desse elemento, o diâmetro do aro e a cambagem das rodas. Durante os experimentos, especialmente no padrão arco, constatamos, no momento de aplicação da força na fase de impulso, que ocorria um leve empinamento da cadeira, provocando uma desestabilização da interface. Portanto, a cadeira de rodas deve possuir sistemas de ajustes para atender às diferentes características dos indivíduos e corrigir o Centro de Gravidade (CG).

Para definir os parâmetros da força de acionamento da cadeira de rodas, utilizaram-se as sugestões de Lombardi Jr. (2005). A força média de acionamento encontrada junto às características dos sujeitos foi de $15,9 \pm 2,0$ kgf, em cada uma das mãos, totalizando uma força de, aproximadamente, $30 \pm 2,0$ kgf, para provocar o deslocamento da cadeira.

A literatura aponta que a força média de acionamento está entre 20 e 50 kgf, para cadeiras em perfeitas condições, num plano inclinado de 7,1 a 8,3 graus, em superfícies de carpete e piso liso. Se levarmos em consideração os percentis calculados nesta tese, teríamos que considerar os valores do percentil P99 para chegarmos próximos a esses valores disponíveis na literatura.

Para uma melhor confiabilidade comparativa dos valores apresentados, é válido um estudo em um plano inclinado, para verificarmos o comportamento motor dos sujeitos com o respectivo referencial tecnológico e os diferentes padrões de movimento; porém, inferimos que os dados encontrados estão coerentes com os apresentados por estudos já consolidados.

Na análise temporal dos movimentos, verificamos que o padrão arco possui o ciclo de menor tempo, seguido respectivamente, do padrão circular, laço e oito. Já a

frequência em ciclos por minuto a ordem inverte, ou seja, o padrão oito é o que apresenta a menor quantidade de movimento por minuto. Essa constatação já está consolidada pela literatura, que aponta o padrão circular como sendo o mais eficiente entre os movimentos.

No presente estudo, se avaliarmos somente os dados brutos, o padrão laço seria o mais eficiente; porém, diante de uma análise descritiva da cinemática do movimento, constatamos que as vantagens, de fato, estão no padrão circular; pois, conforme apresentado pelo fluxograma das fases do ciclo de ambos os movimentos (FIGURA 7.7, p.402), o padrão circular favorece o relaxamento dos braços, evitando fadiga, por possuir um maior tempo de recuperação, para uma nova aplicação de força.

O padrão oito é o que apresentou maior tendência a gerar a flexão do tronco. Essa postura do tronco flexionado provoca o esmagamento dos discos intervertebrais, podendo gerar desconforto, dor e sérias lesões. Portanto, embora a flexão do tronco seja automática para o deslocamento em aclave, o projetista de cadeira de rodas deve associar a estrutura da cadeira, posicionamento e inclinação do assento, para que as condições de riscos sejam minimizadas. Além das recomendações morfológicas para os aros, encosto e assento da cadeira, um exemplo que merece ser resgatado é o mecanismo desenvolvido por Perlin (2009) que evita que a cadeira retorne para trás, durante o deslocamento em subida, e reduz o esforço físico tanto do usuário, quanto do cuidador.

Para reduzir os esforços na propulsão manual da cadeira de rodas, é importante conhecer as angulações posturais, especialmente, das articulações do ombro, cotovelo e do punho. É preferível que o membro superior trabalhe na maior parte das vezes, próximo à linha neutra. Devem-se evitar as excessivas flexões ou extensões desses segmentos corporais.

Em alguns padrões de movimento, especialmente no formato laço, ocorre a hiperextensão do cotovelo para ambos os gêneros, masculino e feminino. Nos sujeitos femininos, esse movimento ultrapassou as amplitudes disposta na bibliografia consultada. Os valores encontrados para a extensão do cotovelo no padrão laço foi de $165,3 \pm 13,6$ graus, enquanto que na literatura o valor apresentado é de $151,6 \pm 19,5$ graus. Já os demais padrões apresentam angulações menores.

As características angulares do punho, no padrão circular, no início da propulsão são, praticamente iguais para ambos os gêneros. Conforme apresentado

pelos resultados, está em torno de 190 graus que, segundo dados apresentados por Paschoarelli (2004), encontra dentro da faixa limite.

Já as angulações do punho, no início do impulso, variam de 20 a 25 graus, colocando essa articulação em risco, pois, segundo Paschoarelli (2004), extensões angulares maiores que 15 graus se encontram na faixa crítica. Finley *et al.* (2004) também encontraram extensão do punho bem acima de 25 graus, para sujeitos com e sem deficiência nos membros superiores.

Diante do cruzamento desses dados, podemos afirmar que, para a atual morfologia da cadeira de rodas, o padrão de propulsão mais eficiente é o circular; porém, este formato não deixa de provocar comprometimentos às articulações do punho e do cotovelo. Portanto, o design das pegas e demais elementos de interface deve prever dispositivos mecânicos limitantes a essas ações biomecânicas críticas.

Na bibliografia consultada, encontramos algumas alternativas ditas mais eficientes para a propulsão, como os dispositivos *Wijit*, *Nu Drive* e o da cadeira *RoChair*. Esses dispositivos podem corrigir as angulações críticas do cotovelo e punho. Entretanto, podem gerar outro tipo de comprometimento, como as lesões nos ombros, que serão mais solicitados e, diante dos estudos bibliográficos, as articulações dessa região apresentam restrições para amplitudes do movimento.

Reportando aos estudos da biomecânica da articulação glenoumeral, a resistência à flexão do tronco em aclives provoca a rotação interna dessa articulação e uma contração dos rotadores externos. Nas cadeiras de rodas providas de alavancas, os ombros e os cotovelos são bastante solicitados na geração do deslocamento, essa cinesiologia pode gerar complicações para essa articulação.

Conforme apontou Silva (2009), a condição repetitiva desse movimento de propulsionar a cadeira pode causar o rompimento do tendão supraespinhoso, embora haja a condição de fortalecimento muscular dessa região, isso não é garantia de condições saudáveis para sobrecarregar as articulações com forças maiores de durante os movimentos.

A taxa de sucesso da propulsão manual, ou seja, o número de sujeitos que realizaram corretamente os diferentes movimentos foi de 92% para os padrões arco e laço, 88% para o padrão circular e 42% para o padrão oito.

Analisando a taxa de insucesso, constatamos os seguintes problemas: (a) rotação desnecessária do punho, (b) elevação do ombro e cotovelo, (c) pegada imprecisa, (d) flexão do tronco, (e) deslocamento da mão no plano frontal, (f)

elevação do ombro na retomada do ciclo, (g) tensionamento das articulações do punho e dos dedos e (h) extensão do braço.

A rotação desnecessária do punho se deu pela ação mental do movimento, ou seja, o sujeito estava pensando no movimento circular, mas não o realizava na prática. Esse processo faz parte do aprendizado motor, ou seja, o sujeito realiza um processo mental para aquisição da habilidade.

A elevação forçada do ombro e cotovelo e a pegada imprecisa, também, são consequências do processo de aprendizagem. Com o passar do tempo haverá a maturação e esses movimentos serão naturalmente corrigidos pelo controle motor, o sistema neurológico ativará e coordenará os músculos e os membros, na realização de uma propulsão mais homogênea.

A literatura aponta que as deficiências são restrições que interferem nesse processo. Sujeitos com restrições nos membros superiores devem ser tratados isoladamente e com orientação médica. Justamente por conta dessas interferências é que se optou por realizar os testes de usabilidade com indivíduos sem deficiências nos membros superiores.

O estudo foi realizado em laboratório com superfície plana e de pouco atrito, e não exigia a flexão do tronco no movimento; porém, alguns sujeitos o fizeram naturalmente. Inferimos que esse fenômeno foi provocado pela ansiedade sinestésica de alcançar o quanto antes o ponto de chegada; pois, mesmo sabendo que se tratava de um teste, muitos sujeitos declararam e/ou demonstraram resquícios de estigmas por estarem sentados em uma cadeira de rodas.

O deslocamento da mão, a elevação do ombro na retomada de um novo ciclo, o tensionamento dessa mão e, também, a total extensão do braço, não o aproveitando para realizar o movimento, são condições da falta de treinamento. Esses fenômenos nos remetem, novamente, aos conceitos do desenvolvimento do comportamento motor, condições que dependem dos aspectos ergonômicos e da capacidade de cada indivíduo, para a aquisição dos movimentos da propulsão.

A antropometria, como comprimento do braço, antebraço, distância do punho e do ombro, até o centro da roda, e as medidas angulares das articulações do ombro, cotovelo e do acionamento foram essenciais para determinar a força de acionamento e as forças biomecânicas e momentos atuantes no sistema.

Se comparado os resultados coletados nos sujeitos, com os resultados dos modelos matemáticos apresentados por Hall (2000) e Contini e Drillis⁷⁶ (1996) e Roozbazar⁷⁷ (1977), ambos citados por Iida (2005), percebemos que os valores são coerentes para os segmentos do braço. Diante dessa constatação, outros parâmetros da interface tecnológica foram considerados a partir dessa instrumentação.

Por fim, com o uso do software *Kinovea*, coletaram-se algumas angulações da postura sentada, como: (a) angulação do joelho, (b) do pé apoiado no descanso da cadeira de rodas, (c) angulação do tronco, (d) da cabeça, na direção da linha dos olhos. E, também, as dimensões lineares da (e) altura e (e) comprimento total da cadeira de rodas. Esses parâmetros são essenciais para o estudo da interface tecnológica, diante dos conceitos do Design Centrado no Usuário (DCU).

8.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste capítulo, articularam-se todos os resultados relevantes da presente pesquisa, elucidando os contrastes e concordâncias entre os dados disponíveis na literatura consultada com os encontrados nesta pesquisa. Encontrou-se uma concordância das características antropométricas dos sujeitos pesquisados, com os indicadores populacionais disponibilizados pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE).

Confrontamos os dados coletados junto aos sujeitos com as informações disponíveis pela indústria calçadista e constatamos que há incompatibilidade dos dados, ou seja, a realidade presenciada nesta pesquisa sobre cadeira de rodas não é a mesma, considerando outros setores industriais.

Tomando como base o percentil antropométrico da amostra, a cadeira de rodas não atenderia mais de 40% dos sujeitos no que tange à antropometria; porém, o produto não deixou de apresentar outras qualidades técnicas. Confrontamos essas qualidades técnicas com os outros equipamentos investigados e comprovou-se que o referencial tecnológico despontava nesses quesitos frente aos demais.

⁷⁶ CONTINI, R.; DRILLIS, R. **Body segment parameters. Report n° 1166-03**. New York: Department of Health, Education and Welfare, 1966.

⁷⁷ ROOZBAZAR, A.; BOSKER, G. W.; RICHESON, M. E. A theoretical model to estimate some ergonomic parameters from age, height and weight. **Ergonomics**. V.22, n.1, p.43-58, 1979.

Na investigação da facilidade de uso e da usabilidade, constatamos que há diferenças entre os gêneros, como: a força de propulsão, a facilidade no manuseio e no desempenho de uso. A pesquisa corrobora, elucidando o índice do grau de usabilidade de uma cadeira de rodas manual fabricada no Brasil. Embora a cadeira tenha sido classificada com baixa usabilidade, considerando alguns conceitos éticos do design social trata-se do melhor produto existente no mercado brasileiro.

Essa constatação visa a provocar, nas indústrias de cadeira de rodas, a necessidade de elaboração de produtos mais eficientes, éticos e humanos e, principalmente, com alcance às camadas mais pobres da população. Além, dessas contribuições e recomendações, esta tese traz uma reflexão e uma alternativa para o método do design, especialmente, para a fase inicial do projeto desses produtos.

O desenvolvimento do design de recursos de tecnologia assistiva, especialmente das cadeiras de rodas, carecem de subsídios tecnológicos fundamentados nas reais necessidades dos usuários. A presente pesquisa traz um breve agrupamento dessas recomendações, que denominamos de Compêndio Técnico, os quais serão apresentados pelo capítulo a seguir.

Em resumo, esse compêndio técnico de recomendações tecnológicas está dividido pelos sistemas que compõem uma cadeira de rodas convencional, ou seja, sistema de propulsão, deslocamento, suporte para o corpo, estrutural e morfológico. Vale ressaltar que os dados apresentados por este capítulo não trata-se de uma verdade absoluta e sim de uma referência que pode sofrer alterações dependendo das características dos indivíduos e dos avanços científicos no campo do *Design para a Saúde*.

9 RECOMENDAÇÕES PARA O DESIGN DE CADEIRA DE RODAS DE PROPULSÃO MANUAL

9.1 COMPÊNDIO TÉCNICO

Este capítulo agrupa, em estrutura de quadros, as respectivas recomendações tecnológicas de projeto levantadas nesta tese, para o desenvolvimento do design de cadeiras de rodas de propulsão manual.

As recomendações abrangem os sistemas de propulsão manual, de deslocamento, suporte para o corpo, morfológico e estrutural. As recomendações poderão ser comparadas com os dados encontrados na literatura científica e nos experimentos realizados com o referencial tecnológico de cadeira de rodas.

É importante destacar que essas recomendações advêm da revisão da literatura e de uma amostragem com 43 sujeitos. Portanto, os parâmetros tratados para os percentis P5 e P95 podem sofrer alterações e deixar de atender a 90% da população. Com o avanço de novas pesquisas no campo do Design, o uso consciente dos dados deve sempre prevalecer.

Na “Parte I” as recomendações se referem aos dados sobre a força de acionamento e as forças biomecânicas da propulsão, os parâmetros temporais, dos deslocamentos verticais das articulações e angulares do cotovelo e do punho, além, dos valores segmentares do corpo e angulares da postura.

Na “Parte II” as recomendações são para o desenvolvimento dimensional da cadeira de rodas. Enquanto que na “Parte III” as recomendações são para o desenvolvimento dimensional da cadeira de rodas.

O compêndio técnico também traz recomendações reflexivas para os sistemas estrutural e morfológico da cadeira de rodas, os quais foram levantados exclusivamente pela revisão da literatura.

Por fim, se houver a necessidade de informações mais detalhada, elas podem ser consultadas, por exemplo, no corpo ou nos respectivos apêndices desta tese, que foram organizados didaticamente diante dos sistemas que compõem a cadeira de rodas de propulsão manual.

9.1.1 Parte I - Sistema de Propulsão Manual

QUADRO 9.1 – Recomendações Tecnológicas de Força

PARÂMETROS			EXPERIMENTO	RECOMENDAÇÕES		
				P5	P50	P95
FORÇAS	Força de Acionamento	[N]	106,0 ±14,5	80,0	105,0	125,0
	Força na Mão	[N]	160,0 ±21,2	123,5	156,0	188,0
	Força do Ombro (x; y)	[N]	106,0 ±14,5	80,0	105,0	125,0
			160,0 ±21,2	123,5	156,0	188,0
	Força do Cotovelo (x; y)	[N]	106,0 ±14,5	80,0	105,0	125,0
			160,0 ±21,2	123,5	156,0	188,0
MOMENTO	Força no Punho (x; y)	[N]	106,0 ±14,5	80,0	105,0	125,0
			160,0 ±21,2	123,5	156,0	188,0
	Ombro	[N.m]	106,0 ±14,5	80,0	105,0	125,0
	Cotovelo	[N.m]	160,0 ±21,2	123,5	156,0	188,0
	Punho	[N.m]	106,0 ±14,5	80,0	105,0	125,0

Observação: [N] = Newton; [N.m] = Newton metro.

QUADRO 9.2 – Recomendações Temporais dos Padrões de Propulsão

PARÂMETROS TEMPORAIS			EXPERIMENTO	RECOMENDAÇÕES		
				P5	P50	P95
ARCO	Impulso	[cs]	0,67 ±0,25	0,26	0,67	1,08
	Recuperação	[cs]	0,63 ±0,22	0,27	0,63	0,99
	Ciclo	[cs]	1,29 ±0,41	0,61	1,29	1,97
CIRCULAR	Impulso	[cs]	0,62 ±0,30	0,13	0,62	1,12
	Recuperação	[cs]	0,89 ±0,23	0,51	0,89	1,27
	Ciclo	[cs]	1,51 ±0,48	0,72	1,51	2,30
LAÇO	Impulso	[cs]	0,67 ±0,30	0,18	0,67	1,17
	Recuperação	[cs]	0,93 ±0,21	0,58	0,93	1,28
	Ciclo	[cs]	1,59 ±0,46	0,83	1,59	2,35
OITO	Impulso	[cs]	0,72 ±0,22	0,36	0,72	1,08
	Recuperação	[cs]	1,29 ±0,22	0,93	1,29	1,65
	Ciclo	[cs]	2,01 ±0,42	1,32	2,01	2,70

Observação: [cs] = centésimos de segundo.

QUADRO 9.3 – Recomendações do Deslocamento Vertical das Articulações

PARÂMETROS			EXPERIMENTO	RECOMENDAÇÕES		
				P5	P50	P95
ARCO	Ombro	[m]	0,03 ±0,01	0,01	0,03	0,05
	Cotovelo	[m]	0,11 ±0,03	0,06	0,11	0,16
	Mão/Punho	[m]	0,10 ±0,03	0,05	0,10	0,15
CIRCULAR	Ombro	[m]	0,05 ±0,02	0,02	0,05	0,08
	Cotovelo	[m]	0,14 ±0,04	0,07	0,14	0,21
	Mão/Punho	[m]	0,17 ±0,04	0,10	0,17	0,24
LAÇO	Ombro	[m]	0,06 ±0,02	0,03	0,06	0,09
	Cotovelo	[m]	0,18 ±0,03	0,13	0,18	0,23
	Mão/Punho	[m]	0,30 ±0,08	0,17	0,30	0,43
OITO	Ombro	[m]	0,05 ±0,02	0,02	0,05	0,08
	Cotovelo	[m]	0,14 ±0,04	0,07	0,14	0,21
	Mão/Punho	[m]	0,36 ±0,09	0,21	0,36	0,51

Observação: [m] = metro.

QUADRO 9.4 – Recomendações Angulares do Cotovelo e Punho para o Padrão Arco

PARÂMETROS			EXPERIMENTO	RECOMENDAÇÕES		
				P5	P50	P95
COTOVELO	Início do Impulso	[°]	132,4 ±14,0	109,0	132,0	155,0
	Início da Recuperação	[°]	165,1 ±8,5	151,0	165,0	179,0
	Ponto de Elevação Máxima	[°]	132,4 ±14,0	109,0	132,0	155,0
	Final do Ciclo	[°]	142,0 ±14,9	117,0	142,0	167,0
PUNHO	Início do Impulso	[°]	159,5 ±10,9	142,0	159,0	177,0
	Início da Recuperação	[°]	192,8 ±7,5	180,0	193,0	205,0
	Ponto de Elevação Máxima	[°]	159,5 ±10,9	142,0	159,0	177,0
	Final do Ciclo	[°]	158,2 ±12,3	138,0	158,0	179,0

Observações: [m] = metro.

QUADRO 9.5 – Recomendações Angulares do Cotovelo e Punho para Padrão Circular

PARÂMETROS			EXPERIMENTO	RECOMENDAÇÕES		
				P5	P50	P95
COTOVELO	Início do Impulso	[°]	127,0 ±11,0	109,0	127,0	145,0
	Início da Recuperação	[°]	162,0 ±10,1	145,0	162,0	179,0
	Ponto de Elev. Máxima	[°]	169,7 ±8,2	156,0	170,0	183,0
	Final do Ciclo	[°]	138,1 ±12,2	118,0	138,0	158,0
PUNHO	Início do Impulso	[°]	162,7 ±11,2	144,0	163,0	181,0
	Início da Recuperação	[°]	191,8 ±11,0	174,0	192,0	210,0
	Ponto de Elev. Máxima	[°]	187,6 ±6,8	176,0	188,0	199,0
	Final do Ciclo	[°]	164,8 ±14,6	141,0	165,0	189,0

Observações: [°] = grau.

QUADRO 9.6 – Recomendações Angulares do Cotovelo e Punho para o Padrão Laço

PARÂMETROS			EXPERIMENTO	RECOMENDAÇÕES		
				P5	P50	P95
COTOVELO	Início do Impulso	[°]	135,6 ±11,6	116,0	136,0	155,0
	Início da Recuperação	[°]	166,1 ±14,6	142,0	166,0	190,0
	Ponto de Elev. Máxima	[°]	119,1 ±16,7	92,0	119,0	147,0
	Final do Ciclo	[°]	155,6 ±16,8	128,0	156,0	183,0
PUNHO	Início do Impulso	[°]	153,9 ±15,4	128,0	154,0	179,0
	Início da Recuperação	[°]	195,1 ±10,6	178,0	195,0	213,0
	Ponto de Elev. Máxima	[°]	169,1 ±15,2	144,0	169,0	194,0
	Final do Ciclo	[°]	176,4 ±19,4	144,0	176,0	208,0

Observações: [°] = grau.

QUADRO 9.7 – Recomendações Angulares do Cotovelo e Punho para o Padrão Oito

PARÂMETROS			EXPERIMENTO	RECOMENDAÇÕES		
				P5	P50	P95
COTOVELO	Início do Impulso	[°]	132,7 ±14,4	109,0	133,0	156,0
	Início da Recuperação	[°]	165,1 ±9,2	150,0	165,0	180,0
	Ponto de Elev. Máxima	[°]	117,9 ±24,8	77,0	118,0	159,0
	Final do Ciclo	[°]	147,9 ±12,8	127,0	148,0	169,0
PUNHO	Início do Impulso	[°]	166,6 ±8,6	152,0	167,0	181,0
	Início da Recuperação	[°]	200,3 ±8,0	187,0	200,0	214,0
	Ponto de Elev. Máxima	[°]	163,2 ±16,2	137,0	163,0	190,0
	Final do Ciclo	[°]	185,1 ±24,6	145,0	185,0	226,0

Observações: [°] = grau.

QUADRO 9.8 – Recomendações Antropométricas para o Cálculo do Acionamento

PARÂMETROS			EXPERIMENTO	RECOMENDAÇÕES		
		P5		P50	P95	
LOMBARDI JR. (2005)	Comprimento do Braço	[m]	0,31 ±0,04	0,2	0,3	0,4
	Comprimento do Antebraço	[m]	0,24 ±0,04	0,2	0,2	0,3
	Dist. entre o Punho e o Centro da Roda	[m]	0,35 ±0,03	0,3	0,4	0,4
	Dist. entre o Ombro e o Centro da Roda	[m]	0,83 ±0,04	0,8	0,8	0,9
	Ângulo do Ombro (Braço / Y _o)	[°]	37,4 ±9,10	22	37,5	52,5
	Ângulo do Cotovelo (Braço/Antebraço)	[°]	103 ±13,14	81	103	125
	Ângulo de Acionamento	[°]	12,3 ±3,36	6,5	12,5	18

Observações: [m] = metro; [°] = grau.

QUADRO 9.9 – Recomendações Lineares e Angulares da Interface

PARÂMETROS			EXPERIMENTO	RECOMENDAÇÕES		
				P5	P50	P95
POSTURA DO SENTADO	Angulação do Joelho (Coxa/Perna)	[°]	100,33 ±5,66	91,0	100,3	109,7
	Angulação do Pé no Apoio (Pé/Perna)	[°]	93,08 ±3,71	87,0	93,1	99,2
	Angulação do Tronco (Tronco/Coxa)	[°]	97,75 ±8,92	83,0	97,8	112,5
	Angulação da Cabeça	[°]	67,38 ±7,54	54,9	67,4	79,8
	Altura da interface (Piso/Cabeça)	[m]	1,43 ±0,04	1,4	1,4	1,5
	Comprimento da Interface (Pé/Roda)	[m]	1,22 ±0,03	1,2	1,2	1,3

Observações: [°] = grau; [m] = metro.

QUADRO 9.10 – Parâmetros Dimensionais para os Membros Superiores

PARÂMETROS			EXPERIMENTO	RECOMENDAÇÕES		
				P5	P50	P95
MEMBROS SUPERIORES	Massa do Braço	[kg]	2,59 ±0,42	1,90	2,59	3,28
	Comprimento do Braço	[m]	0,30 ±0,01	0,28	0,30	0,32
	Diâmetro do Braço	[m]	0,10 ±0,00	0,10	0,10	0,10
	Massa do Antebraço	[kg]	1,49 ±0,24	1,09	1,49	1,89
	Comprimento do Antebraço	[m]	0,27 ±0,01	0,25	0,27	0,29
	Diâmetro do Antebraço	[m]	0,09 ±0,00	0,09	0,09	0,09
	Massa da Punho/Mão	[kg]	0,52 ±0,08	0,39	0,52	0,65
	Comprimento do Punho/Mão	[m]	0,10 ±0,00	0,10	0,10	0,10
	Diâmetro do Punho/Mão	[m]	0,10 ±0,00	0,10	0,10	0,10

Observações: [kg] = quilograma; [m] = metro.

9.1.2 Parte II - Sistema de Deslocamento

QUADRO 9.11 – Recomendações Tecnológicas para às Rodas Motrizes.

RODAS MOTRIZES		DESCRIÇÃO	RECOMENDAÇÕES
Tipos de Rodas	Pneumáticas	Composta por pneus e câmara de ar. Geralmente a pressão pode variar de 30 a 60 psi, dependendo do fabricante e aplicação.	São ideais para cadeiras de rodas de uso urbano, por possuir leveza e a capacidade de absorver os impactos resultantes das irregularidades dos pisos/calçadas.
	Maciço Moldados em Plástico ou Borracha	Não possui câmara de ar e não absorve os impactos das irregularidades do piso.	São interessantes para cadeiras de uso residencial, pequenos deslocamentos e uso momentâneo.
	Maciços Semi-pneumáticos	São formados por um pneu exterior preenchido com espuma de poliuretano.	São ideais para cadeiras de rodas utilizadas em ambientes hospitalares e residenciais.
Diâmetros		Diâmetros de 24 a 26 polegadas	A determinação do diâmetro depende da antropometria do indivíduo, especificamente, a estatura.
Posicionamento	Frontal	Na parte frontal	Pata a fixação na parte posterior deve-se prever sistema para ajuste da cambagem e do alinhamento das rodas.
	Posterior	Na parte posterior da cadeira de rodas	
Materiais dos Pneus		Borracha Natural (Latex); Borracha sintética vulcanizada.	Borracha sintética vulcanizada.
Desempenho dos Pneus	Resistência ao rolamento	Quanto maior a deformação do pneu maior será a resistência ao rolamento.	Diminuir a superfície de contato, pneu mais estreito e duro (mais pressão de ar e/ou material mais duro)
	Coeficiente de Atrito	Capacidade de permanecer com a cadeira de rodas em aclive e declive sem ocorrer deslizamento.	Prever sistemas de freios de segurança e compatíveis com os limites e/ou restrições biomecânicas.
	Elasticidade	Trata da deformação do pneu quando sujeito a uma carga. Alta elasticidade proporciona conforto, absorção de vibrações, impacto e aumenta a resistência ao rolamento.	Garantir o conforto da cadeira prevendo sistema de amortecimento de impactos e vibrações sem aumentar a resistência ao rolamento.
	Resistência ao desgaste	Capacidade de o pneu durar.	Prever sistema para o alinhamento das rodas.
	Resistência à compressão prolongada	Capacidade com que o pneu recupera essa deformação, retornando a sua forma original.	Prever sistema de suspensão dos pneus para que o peso do sujeito (obeso) não os danifique.
Cubos	Eixos, Rolamentos e raios.	Utilizado para sustentação dos raios e como mancal do eixo e dos rolamentos. Pode ser de aço ou alumínio, fixo ou removível as rodas/jantes.	Para cubos removíveis prever sistema de montagem e desmontagem rápida. São ideais para transportar a cadeira de rodas em automóveis.
Aros de Propulsão		Os aros de propulsão são fixados nas rodas motrizes. Geralmente, sua estrutura é tubular de diâmetro que pode variar de 15 a 25 mm. Já o diâmetro do aro varia entre 30 a 55 cm.	O diâmetro deve estar adequado a antropometria do indivíduo. Portanto para diâmetro tubular deve ser de 33 mm e o diâmetro de 26 a 55 cm, considerando o percentil P5 e P95. Prever o emborrachamento dos aros propulsores.

QUADRO 9.12 – Recomendações Tecnológicas para Rodízios.

RODÍZIOS		DESCRIÇÃO	RECOMENDAÇÕES
Diâmetro e Tipologia	3 polegadas: Maciços	São ideais para terrenos planos e regulares, permite a construção de cadeiras mais compactas. Não absorve os impactos; porém, se a distribuição do peso estiver na roda motriz não afeta o conforto.	Para cadeiras de rodas de uso exclusivamente domiciliar e hospitalar e quando há a necessidade de compactação da estrutura da cadeira.
	5 a 6 polegadas: Pneumáticos/Maciços	Possuem capacidade de absorção de impactos; porém, menor que os pneumáticos e são bons para terrenos irregulares.	Trata-se de uma alternativa para garantir a absorção de impactos e também a confortabilidade ao usuário.
	8 polegadas: Pneumáticos	Utilizados em cadeiras de rodas universais, ideais para terrenos acidentados, possui boa capacidade de absorção do impacto.	São os ideais para cadeira de rodas no que tange o conforto; porém, se não houver dispositivo tende a flutuar e tornar o manejo mais difícil.
Evitar a instabilidade dos rodízios	Flutuação dos Rodízios	Fenômeno que se dá pelo aumento da velocidade, provoca resistência ao rolamento e muita instabilidade ao sistema.	Aumentar à resistência a rotação dos rodízios, a excentricidade e/ou diminuir o diâmetro das rodas. Prever amortecimento garantindo o contato dos rodízios com o solo.
Garfos	Aço estampado	Baixo custo, resistente.	Embora o custo seja maior é preferível os garfos em alumínio para garantir menor peso da cadeira de rodas.
	Alumínio extrudado	Custo elevado, resistente.	
Posicionamento	Frontal	Oferece mais estabilidade ao sistema e garantias de retilidade.	Em cadeiras de quatro pontos de apoio, é preferível que os rodízios sejam instalados na parte frontal da cadeira. Desta forma há maior mobilidade para as transferências.
	Posterior	Melhora a manobrabilidade em espaços apertados e conforto para a região dos pés e pernas do usuário.	

QUADRO 9.13 – Recomendações Gerais para o Deslocamento e/ou Mobilidade

DESEMPENHO PARA MOBILIDADE	DESCRIÇÃO	RECOMENDAÇÕES
Resistência ao Rolamento	A resistência ao rolamento é igual a força necessária para manter a cadeira em movimento em uma linha reta e horizontal e depende do peso do conjunto da interface.	Distribuição do peso sobre as rodas e rodízios; Alinhamento das rodas; Material, espessura e diâmetro dos pneus; Atrito nos veios das rodas e rodízios.
Controle da Manobrabilidade	Trata-se da facilidade com que a cadeira de rodas pode ser manobrada e/ou manejada em torno do seu eixo.	Alinhamento dos rodízios; distribuição do peso concentrando nas rodas motrizes; Introduzir sistema de ajuste de cambagem nas rodas motrizes; Estrutura rígida.
Facilidade de Transporte	Duas características são importantes para o transporte da cadeira, ou seja, dimensão e peso.	Prever sistema pantográfico da estrutura; sistema de montagem e desmontagem rápida;
Segurança	A cadeira deve ter resistência estática e ao impacto, a inflamabilidade dos materiais, fácil higienização.	Uso de materiais impermeáveis e antichama e prever sistema antichoque.

9.1.3 Parte III- Sistema de Suporte para o Corpo

QUADRO 9.14 – Recomendações Dimensionais para a Cadeira

PARÂMETROS			EXPERIMENTOS				RECOMENDAÇÕES	
CORPO	PRODUTO		MASCULINO		FEMININO		P5	P95
REFERÊNCIAS ANTROPOMÉTRICAS / DIMENSÕES DA CADEIRA DE RODAS	Altura da Interface	Altura da cadeira [cm]	1,43	0,04	1,43	0,03	140	150
	Comprimento da interface	Comprimento com o Apoio de Pé [cm]	1,22	0,03	1,22	0,03	120	130
	Largura dos Ombros	Largura da Cadeira Aberta [cm]	45,3	2,9	41,0	3,7	34,9	50,1
	Altura do Assento-Acrômio	Altura dos pegadores [cm]	63,3	5,4	61,1	3,6	54,4	72,2
	Altura Poplíteia	Altura do Assento [cm]	53,3	5,4	50,4	2,6	44,4	62,2
	Profundidade Sacro-poplíteia	Comprimento do Assento [cm]	47,6	3,8	45,9	3,5	40,1	53,9
	Largura do Assento	Largura do Assento [cm]	38,3	3,1	39,5	4,1	32,7	46,3
	Altura Assento-Acrômio	Altura do Encosto [cm]	63,3	5,4	61,1	3,6	54,4	72,2
	Largura dos Ombros	Largura do Encosto [cm]	45,3	2,9	41,0	3,7	34,9	50,1
	Altura Assento-cotovelo	Altura do Apoio de Braço [cm]	29,9	2,6	24,5	3,8	18,2	34,2
	Comprimento do Braço+Mão	Comprimento do Apoio de Braço [cm]	40	1,0	39	1,0	37,4	41,7
	Largura da Mão	Largura dos Apoios de Braços [cm]	8,7	0,4	7,6	0,5	6,8	9,4
	Largura do Quadril	Comprimento do Apoio de Pés [cm]	34,7	3,4	33,0	4,50	25,6	40,3
	Comprimento do Pé	Largura do Apoio de Pés [cm]	29,6	2,2	25,8	1,9	22,7	33,2
Ref. aos Pesos das Cadeiras de Rodas disponíveis no mercado.		[kg]	15,16		2,81		11,6	20,9

Observações: Não levamos em consideração o peso da cadeira de rodas *Phantera X* (4,2 kg) por ser de fibra de carbono, importada e destoar das demais cadeiras comercializadas no Brasil.

9.1.4 Parte IV - Sistema Estrutural e Morfológico

QUADRO 9.15 – Recomendações de Materiais para Estrutura de Cadeiras de Rodas

MATERIAIS		Resistência a Tração (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)	Massa Específica (g/cm ³)	Razão Resist. e Peso Espec.	Razão Rigidez e Peso Espec.	JUSTIFICATIVAS
Aço		380	200.000	7,80	50	25,4	Material de baixo custo e de fácil soldabilidade, mas requer um tratamento para evitar a corrosão. O acabamento superficial pode ser cromação e/ou pintura.
Alumínio		310	70.000	2,60	119	25,8	Resistente a corrosão, pode ser pintado ou anodizado. Possui menor soldabilidade e menor resistência mecânica.
Aço Ligado		1000	200.000	7,80	127	25,4	Os aços ligados com cromo e molibidênio possuem elevada resistência mecânica, permitindo a redução do diâmetro ou da espessura do tubo utilizado na estrutura.
Titânio		700	115.000	4,73	148	24,3	Ligas de titânio são leves e possui excelente resistência à corrosão e resistência mecânica e elevado custo.
Grafite/Epoxy		300	190.000	2,00	188	95,0	Os materiais compósitos permitem a construção de estruturas com peso reduzido, rígidas e resistentes. Comportam-se bem amortecendo vibrações e choques. Geralmente, o formato da secção é elíptico para maximizar a rigidez e a resistência e também, diminuir o peso das estruturas.
Fibra de Vidro (PRFV)		388	70.000	2,50	155	28,0	
Fibra de Carbono		464	400.000	1,80	257	22,2	
Bambu (<i>Espécie Guadua</i>)	Paralela a Fibra	195	62.000	0,48	406	129,2	Fibra natural leve, renovável e sustentável com alta resistência a tração e flexão. Não há normalizações para bambu e as propriedades mecânicas podem variar entre as espécies.
	Normal a Fibra	2,5					

QUADRO 9.16 – Tipos de Acabamentos Superficiais

ACABAMENTOS	PROCESSO DE FABRICAÇÃO	PROPRIEDADES MECÂNICAS/VISUAIS	CONSIDERAÇÕES
Pintura Eletrostática.	Aplicação de uma película de polímero termoendurecido para revestir diferentes tipos de metais. A espessura pode ser de 30 a 500 micra.	Resistência: Abrasão, impacto, intempéries, raios ultravioleta, a ação dos ácidos e álcalis. Flexibilidade: a pintura não descasca com o tempo. Há muitas opções de cores.	Alta resistência física e química. Dispensa o uso de solventes orgânicos. Baixo custo. Acabamento final atraente, a manutenção da cor e do brilho é duradoura e de fácil higienização.
Anodização	A anodização provoca a formação de uma camada de óxido cristalino, duro e uniforme em alguns metais, por meio da imersão em um banho eletrolítico. Processo é bastante utilizado no alumínio para fins de proteção e decoração.	Resistência: Corrosão, abrasão e intempéries. Possui muitas opções de cores, podendo ser de coloração fosca ou brilhante. O acabamento corrige as imperfeições de processos de fabricação anteriores garantindo melhor estética	Possui resistência a agentes oxidantes. A conservação e limpeza de peças anodizadas devem ser feitas periodicamente com esponja e detergente neutro, elementos mecânicos danificam de forma permanente esse acabamento.
Cromagem	É um tipo de galvanoplastia que objetiva a aplicação de cromo a partir da eletrodeposição	Resistência à corrosão. Traz aspectos estéticos e sofisticação a peça.	Processo altamente poluente e caro. As superfícies cromadas possuem fácil higienização

QUADRO 9.17 – Recomendações Morfológicas para o Design das Cadeiras Manuais

	TIPOS	DESCRIÇÃO	APLICAÇÃO	CONSIDERAÇÕES
ESTRUTURA	Rígida	Construída em tubos de (aço/alumínio) soldado. Os apoios de pés, geralmente, são removíveis e/ou articuláveis.	É empregada em cadeiras de rodas para a prática do esporte, sanitárias e para banho.	Morfologia ideal para o controle e manobrabilidade e inadequada para resistência ao rolamento, armazenagem e transporte.
	Articulada na Vertical Clássica	Articulada em “X” mantém as estruturas laterais sempre paralelas. Os braços são removíveis e/ou articuláveis	É empregada em cadeiras de rodas para uso diário, que necessita ser transportada e armazenada.	Possui bom desempenho diante da resistência ao rolamento e são ideais para o transporte e armazenamento. O controle e a manobrabilidade são prejudicados se as peças montadas não apresentarem boa rigidez.
	Articulada na Vertical como as de Diretor.	Mais comum nas cadeiras construídas em alumínio. Possui menos partes removíveis.	É empregada em cadeiras para precisam ser armazenadas após o uso como as sanitárias/banho.	
	Articulada na Horizontal	São as cadeiras que rebatem o encosto sobre o assento e os apoios de pés sob o assento.	Sistema bastante utilizado em cadeiras de rodas infantis e carrinhos para bebês.	São mais rígidas que as verticais e possibilita melhor controle da manobrabilidade. Há vantagens para armazenamento e transporte.

QUADRO 9.18 – Principais Processos de Fabricação

TIPOS		DESCRIÇÃO	APLICAÇÃO	CONSIDERAÇÕES
PROCESSOS	Soldagem	Processo que visa à união de peças de forma permanente. Existem diferentes tipos de soldagem, pode ser manual ou automático.	Processo utilizado na união das peças da estrutura tubular da cadeira de rodas, como: aços de baixa liga, inoxidável e alumínio.	Processo de elevada produtividade, de baixo custo e aplicável em diferentes tipos de materiais. Flexível
	Moldagem	Processo que visa a moldar o material (polímero/metal) no formato de uso final da peça.	Processo utilizado para as peças em polímeros da cadeira de rodas, como: os apoios de braços e os dispositivos de pegas.	Processo de elevada produtividade. Ferramentais de alto custo. Ideais para a feitura de peças anatômicas.

QUADRO 9.19 – Recomendações Morfológicas para as Pegas

TIPOS DE PEGAS		Pegas lisas e geométricas são ideais para movimentos rápidos e esporádicos. Apresentam pouca superfície de contato com a mão, concentra pontos de tensões e são limitantes para aplicação de forças. Em cadeiras de rodas podem ser aplicadas nas pegas de acionamento dos freios e dos dispositivos de acionamentos dos apoios dos pés.
		Pegas lisas e geométricas com ressalto garantem maior segurança, evitando que a mão escape ou escorregue. Em cadeiras de rodas são ideais para as tarefas de abrir e fechar a cadeira de rodas que exige precisão para pega, ou seja, determinar uma pega para essa tarefa evita riscos acidentários.
		Pegas anatômicas são precisas desde que adequadas à antropometria do usuário. Esses modelos de pegas podem ser aplicados nas manoplas/pegadores das cadeiras de rodas, pois possibilita maior área de contato das mãos, transmite maior força e segurança. Devem ser de uso momentâneo, indicado para tarefas de curta duração, pouca variação da postura e pequena variação do público alvo.

9.2 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Essas recomendações apresentadas neste capítulo são subsídios para o desenvolvimento de uma cadeira de rodas de propulsão manual baseada nos conceitos do design ergonômico, nas premissas éticas do design social, levando em consideração as necessidades reais dos possíveis usuários de cadeira de rodas.

A essência desta pesquisa corresponde aos dados apresentados por este compêndio técnico, os quais foram rigorosamente levantados e tratados, utilizando-se sistemáticas metodológicas já consolidadas, e as que foram desenvolvidas exclusivamente para esta pesquisa foram comprovadas, garantindo, assim, a confiabilidade dos dados apresentados.

Este capítulo de cunho técnico, objetiva facilitar e padronizar o trabalho do projetista de cadeira de rodas. Os dados foram apresentados conforme as recomendações disposta na norma ABNT NBR ISO 6440. Portanto, os dados de qualquer cadeira de rodas podem ser comparados com os apresentados nesta tese.

O uso deste material pode servir de orientação para os profissionais das áreas de educação física, terapia ocupacional e fisioterapia, os quais estão habilitados para prescrição de uma cadeira de rodas e orientação aos sujeitos. Porém, vale ressaltar que essa prescrição só pode ser feita por esses profissionais qualificados, os dados presentes neste compêndio não são referências para indicações de cadeira de rodas e muito menos seleção de produtos para fins terapêuticos.

O compêndio técnico tem a função de orientar o projeto de cadeira de rodas no âmbito do Desenho Industrial. A proposta é melhorar e ampliar a eficiência da facilidade de uso, da mobilidade e da locomoção, a partir da propulsão manual.

Este instrumento será útil para as fases conceptuais do design do produto, ou seja, os parâmetros biomecânicos, por exemplo, que são limitadores do movimento, podem ser um requisito importante na geração de conceitos ou na seleção do melhor conceito desenvolvimento para o produto.

O projeto de cadeira de rodas de propulsão manual deve ser simples, satisfazendo todas as questões técnicas. Deve ser seguro, para atender à viabilidade econômica e deve ser inequívoco, para garantir com precisão a segurança do meio ambiente e, principalmente, do indivíduo que irá utilizar a cadeira para fins de promoção ou reabilitação da saúde.

10 CONCLUSÃO

10.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

A cadeira de rodas de propulsão manual é um objeto secular, impregnado na cultura material da humanidade. Esse equipamento proporciona aos deficientes condições apropriadas para o reestabelecimento da saúde e da autonomia para se deslocar. Trata-se de um objeto com muitos estigmas sociais, não diluídos com o passar do tempo; esses estigmas estão associados a uma falsa incapacidade, inaptidão e fracasso do indivíduo que o utiliza.

Ao final deste estudo, podemos afirmar que, no Brasil, a cadeira de rodas de propulsão manual ainda está longe de perder essas marcas estigmáticas. O produto provoca nas pessoas, de um modo geral, um sentimento que denota pena em relação ao usuário do equipamento e esse, por sua vez, demonstra vergonha da situação em que vive.

É um desafio transformar as características desse produto e essa injusta realidade experimentada pelos deficientes, ou seja, a sociedade precisa enxergar os usuários de recursos de tecnologia assistiva de forma menos egoísta, mais ética e humana. Essa visão irá proporcionar entendimento de que as cadeiras de rodas são equipamentos terapêuticos e os indivíduos que as utilizam buscam condições para restabelecer o estado de saúde e uma equiparação social.

Ao longo desta pesquisa, mostrou-se com convicção que o papel do design é relevante nessa transformação cultural, especialmente, por sua função em desenvolver produtos. As cadeiras de rodas de propulsão manual influenciam direta e indiretamente toda sociedade e demandam condições específicas para o seu funcionamento. Entre essas condições específicas, focou-se nas recomendações de projeto para atender, de forma ampla, às necessidades de mobilidade dos usuários de cadeira de rodas.

Portanto, com base no histórico da cadeira de rodas, nos conceitos do design responsável e centralizado no ser humano, e outros tópicos relevantes, estabeleceram-se alguns direcionamentos para o projeto do produto. Esses direcionamentos visam a subsidiar a atividade do design, corroborando para que as marcas seculares desse produto sejam, de fato, extintas.

10.2 AS RECOMENDAÇÕES TECNOLÓGICAS DE PROJETO

O principal objetivo desta pesquisa foi alcançado, estabeleceram-se e agruparam-se as recomendações tecnológicas para o projeto de cadeira de rodas de propulsão manual, visando à reflexão do design para uma melhor ergonomia do produto e mobilidade do usuário.

Para elaborar essas recomendações, a pesquisa adentrou áreas ainda não contempladas ou incipientes para o design, como: os aspectos antropológicos, históricos e patológicos da deficiência e, também, os conceitos do comportamento motor humano.

Este último tópico trouxe contribuições únicas. Entendeu-se que o fenômeno comportamental desse sistema motor humano depende da aprendizagem, do controle e do desenvolvimento, processo que está atrelado à capacidade de cada indivíduo. Esse tópico proporcionou fundamentação teórica às investigações realizadas sobre a deficiência e o produto cadeira de rodas.

Interpretando o comportamento motor e as particularidades técnicas das cadeiras de rodas, essa análise crítica proporcionou confiabilidade às recomendações estabelecidas para o projeto que, por hora, mostram-se relevantes para a ação do fazer design, frente às carências de especificações e a complexidade do projeto desses objetos.

O intuito dessas recomendações visa a minimizar as restrições provocadas pelas limitações do aparelho biomecânico humano. Sugeriram-se parâmetros para que o projetista, na sua tarefa de criar, planejar, reproduzir e transformar, possa oferecer um produto eficiente e que atenda às reais necessidades daqueles que, de fato, irão utilizá-lo.

As recomendações presentes nesta tese estão limitadas às cadeiras utilizadas no auxílio das Atividades da Vida Diária (AVDs) e hospitalares; porém, se esses parâmetros forem utilizados com cautela, podem servir de referências para outros projetos do gênero, como: cadeiras para o lazer, sanitárias e específicas.

Conforme mostra o levantamento bibliográfico, o sistema de suporte para o corpo (assento/encosto) das cadeiras de rodas é o mais instável e, para este caso, os dados podem corroborar no desenvolvimento do design do produto.

10.3 O DESIGN DE CADEIRA DE RODAS DE PROPULSÃO MANUAL

10.3.1 Uma Visão do Futuro do Design das Cadeiras de Rodas

Diante do conteúdo exposto nesta pesquisa, constatou-se que a cadeira de rodas de propulsão manual será, ainda por muito tempo, um objeto presente no cotidiano das pessoas e, diante dos avanços das políticas públicas de acessibilidade das cidades e dos meios de transportes, esse equipamento será tão comum quanto o automóvel e/ou celular.

Conforme o Censo 2010, no Brasil há cerca de 45 milhões de deficientes, o que corresponde a 23,9% da população. Desses, 38 milhões se encontram em áreas urbanas e a maior parte possui baixa escolaridade e vive na Região Nordeste. Os deficientes motores representam 7% dessa população.

A cadeira de rodas é um equipamento essencial para a locomoção dessas pessoas; porém, a maioria não tem acesso pela indisponibilidade mercadológica ou pelo alto custo do produto. Ao longo da história, a cadeira de rodas passou por diferentes momentos.

Iniciou como sendo um equipamento rudimentar, utilizado no transporte de doentes; depois, serviu de trono para reis e imperadores, em seguida serviu como meio de transporte para a elite do século XVIII e, finalmente, para o desenvolvimento do triciclo, da bicicleta e até mesmo do automóvel.

Neste período do surgimento do automóvel, a cadeira de rodas deixa de ser um objeto de deslocamento elitizado e reencontra novamente sua função no auxílio às pessoas com restrições locomotoras, agora atendendo à camada mais pobre da população. Passou por diferentes aplicabilidades; porém, não houve mudanças no seu formato que continua o mesmo até os dias de hoje.

A pesquisa iconográfica nos reporta ao fato de que as cadeiras de rodas no século XX também passaram por diferentes aplicações, no que tange o transporte de deficientes e pacientes em hospitais, equipamento para atletas paralímpicos, auxílio às pessoas com mobilidade reduzida em supermercados e shoppings, suporte para o desenvolvimento das *scooters*, que são da família das cadeiras motorizadas, entre outras utilidades.

Qualquer usuário de cadeira de rodas quando observa uma cadeira motorizada ou uma *scooter* se deslumbra com a ideia de um dia adquirir um equipamento desses, imaginando que, por ser motorizada, a cadeira irá resolver todos os problemas, esquecendo que se trata de um objeto para a prevenção, manutenção e reabilitação da saúde.

Esse deslumbre acaba tornando apenas sonho para a maioria das pessoas, devido às precárias condições financeiras para investir em um equipamento motorizado. Outro fato bastante comum no Brasil é que a disponibilidade de diferentes modelos de cadeiras de rodas está concentrada apenas nos grandes centros urbanos.

Sendo o poder aquisitivo da população brasileira ainda muito baixo, infere-se que a cadeira motorizada está distante de alcançar o grande público. É importante esclarecer que os sistemas de suporte para o corpo, das cadeiras de rodas motorizadas, também carece passar por um redesign, para atender às necessidades dos sujeitos.

As cadeiras de rodas de propulsão manual serviram de inspiração para o desenvolvimento das bicicletas e, como elas, dificilmente serão extintas. Infere-se que, neste século, as cadeiras deixarão de ser objetos ocultos e enclausurados e passarão a compor a paisagem das cidades, à medida que essas cidades estiverem adequadas para recebê-las.

As cadeiras de rodas passarão por processos de transformações no seu design, como já observamos anteriormente no projeto conceitual da cadeira *i-Real* da Toyota e, agora, com o design futurístico do australiano Jake Eadie (FIGURA 10.1), que traz um modelo que destoa totalmente do formato secular das cadeiras que habitualmente estamos acostumados.

O modelo conceitual possui dois posicionamentos para o conforto do usuário, ou seja, o cadeirante pode permanecer na posição sentada ou ortogonal. A cadeira possui encosto para a cabeça, cinto de segurança e um sistema de amortecimento duplo. A proposta para a construção da sua carenagem está na leveza e resistência da fibra de carbono e sua forma veste o indivíduo.

Esse modelo vem ao encontro das propostas desta pesquisa, no que tange às mudanças morfológicas da cadeira de rodas, com o objetivo de eliminar o estigma da deficiência que se impregnou no produto, desde o seu desenvolvimento no

século XVII. O modelo conceitual de Jake Eadie é o primeiro a transformar o estereótipo morfológico de uma cadeira de rodas.

FIGURA 10.1 – Design conceitual de cadeira de rodas desenvolvido por Jake Eadie.

Associado a essas mudanças morfológicas a forma de propulsão também sofrerá alterações. Em 2009, por exemplo, foi desenvolvido, no Departamento de Inteligência Artificial e Robótica da Politécnico de Milão, pela equipe do professor Matteo Matteucci, um dispositivo para a movimentação de uma cadeira de rodas a partir do pensamento. As perspectivas é que chegue ao mercado no ano de 2020. Eventualmente esta nova possibilidade de interface de acionamento irá reduzir substancialmente o número de cadeiras de rodas de propulsão manual, mas nunca deixarão de existir.

Portanto, não há dúvidas de que o futuro do design das cadeiras de rodas será bastante auspicioso, especialmente, se considerarmos o desenvolvimento dos novos materiais, equipamentos e processos de manufatura, dos dispositivos mecânicos, eletroeletrônicos e daqueles advindos da área de inteligência artificial. Embora esse tema ainda seja bastante controverso, do ponto de vista ético, e iria contrário às premissas desta tese, não deixa de ser uma possibilidade, se for utilizado com a proposta de construção de uma sociedade mais justa e humana.

O futuro da cadeira de rodas também depende do interesse da área do design em retomar a essência de sua missão de desenvolver produtos com verdadeiro sentido para a vida do indivíduo e para a sustentabilidade de uma sociedade como um todo. No campo do design para a saúde, o objetivo é promover o contentamento físico, cognitivo e o bem estar humano.

10.3.2 As Características das Cadeiras de Rodas Nacionais

De uma maneira geral, constatamos que os 101 modelos de cadeiras de rodas de propulsão manual investigados, possuem baixa eficiência para a mobilidade e estão distantes das reais necessidades dos usuários.

Com a análise antropométrica da amostra, constatamos que os produtos deixam de atender a boa parte da população; se considerarmos os percentis P5 e P95, o subdimensionamento estrutural provoca riscos acidentários e instabilidade para a propulsão.

O referencial tecnológico adotado entre os 101 modelos foi o que apresentou melhores condições para a mobilidade; porém, obteve um conceito de usabilidade igual a “D” na escala de Bangor que o coloca na faixa limite entre ser ou não aceitável, com uma usabilidade regular. Já na escala de Sauro e Lewis, que se mostrou mais coerente na ponderação desses conceitos, a cadeira obteve o conceito “C”, que a classifica como inaceitável, pois sua usabilidade é a pior possível.

Vale ressaltar que nos pressupostos desta tese, deixou-se claro que o objetivo não seria ranquear o grau de usabilidade das cadeiras de rodas nacionais; haja vista que somente o referencial tecnológico adotado passou pelo processo de avaliação. Esse índice na usabilidade não invalida o produto e não deve ser utilizado como publicidade. Serve como ponto de partida para futuras intervenções no design desse produto.

10.3.3 O Método da Pesquisa e o Método do Design

Inicialmente, colocou-se como um dos problemas fundamentais, como as recomendações tecnológicas deveriam ser sistematizadas para serem aplicadas no design do produto. Essa foi uma preocupação que caminhou durante todo o desenvolvimento desta pesquisa. Seguindo as recomendações da norma ABNT ABNT NBR ISO 6440, optou-se por dividir a cadeira de rodas em sistemas.

Todos os tópicos e as recomendações tecnológicas desta tese foram construídos levando em consideração os cinco sistemas que compõem a cadeira, ou

seja, o sistema de propulsão manual, o sistema de deslocamento, o sistema de suporte para o corpo, o sistema estrutural e morfológico. Desta forma, acredita-se que a aplicação das recomendações presentes neste estudo ficará mais didática para quem for utilizá-la.

Outra relação metodológica refere-se à própria sistemática desenvolvida para esta pesquisa, que abrange procedimentos fundamentados nos conceitos do design social, centrado no usuário, na ergonomia, na facilidade de uso e na usabilidade. Todos esses conceitos devem ser aplicados, se o objetivo for atender às necessidades dos usuários de cadeira de rodas.

10.4 SUGESTÕES PARA FUTURAS PESQUISAS

Devido às limitações temporais e do foco escolhido para a pesquisa, algumas indagações não foram respondidas completamente, ou detalhadas nesta tese. Portanto, frente à complexidade do objeto cadeira de rodas, esses tópicos merecem ser investigados com mais profundidade.

No início desta tese afirmou-se que as pesquisas direcionadas para o design de cadeiras de rodas são escassas. Tanto é verdade essa afirmativa, que afloraram, na elaboração dos capítulos, outras questões relevantes que precisam ser respondidas; especialmente no âmbito nacional, para que esses equipamentos atendam à realidade dos brasileiros com deficiência. Os tópicos que seguem, são sugestões para futuras pesquisas:

- a. Estudar a aplicabilidade e viabilidade das recomendações tecnológicas levantadas nesta tese, desenvolvendo um novo produto ou o redesign da cadeira de rodas de propulsão manual;
- b. Avaliar a usabilidade dos dez modelos de cadeira de rodas nacionais, classificados na primeira abordagem; utilizar o método proposto nesta tese e relacioná-lo com os conceitos do Design Centrado no Usuário (DCU);
- c. Estudar a usabilidade das cadeiras de rodas em relação ao tempo de uso, comparando o grau de usabilidade no período da aquisição de habilidades e o desgaste da cadeira de rodas;

- d. Estudar o comportamento motor dos usuários de cadeira de rodas nas diferentes fases do crescimento; entender, de forma pormenorizada, o desenvolvimento desses movimentos e as habilidades adquiridas pelo indivíduo; reportar ao impacto que o design ergonômico da cadeira de rodas teria nesse processo;
- e. Estudar a ação biomecânica dos membros superiores na propulsão da cadeira de rodas, considerando as variáveis da deficiência, a forma de propulsão e o design da cadeira de rodas.

10.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esta pesquisa investigou um dos mais fascinantes objetos já produzidos pelo homem, a cadeira de rodas. Esse objeto integra duas grandes invenções tecnológicas que transformaram a Humanidade a roda e a cadeira. Entretanto, a junção desses dois artefatos tão importantes para a evolução humana passa a existir pareados aos estigmas da deficiência e aos preconceitos sociais.

Em tempos de promoção dos direitos da pessoa com deficiência, a singularidade que a cadeira de rodas possui na cultura material, coloca em xeque o verdadeiro papel do design que é produzir objetos com valor de uso, emancipatórios, e que melhorem a qualidade de vida das pessoas. Portanto, cabe ao designer desmistificar os valores e as contradições de uma sociedade que ainda não entende o verdadeiro significado de um produto.

A cadeira de rodas tornou-se um ícone internacional na representação dos direitos das pessoas com deficiência. Nenhum objeto simbolizou tão fortemente o ser humano quanto a cadeira de rodas; porém, essa representação fortaleceu ainda mais o preconceito aos indivíduos e ao próprio objeto, reportando a essas pessoas como se nelas faltassem alguma coisa para que fossem semelhantes à grande maioria.

Geralmente, os produtos refletem a realidade dos indivíduos que os engendram. No caso das cadeiras de rodas, esse reflexo é equivocado pelo contexto da deficiência. Portanto, só os designers podem transformar a atual realidade das cadeiras de rodas e promover outro significado para esse produto.

Os preceitos desta tese foram para estabelecer recomendações tecnológicas confiáveis para aplicação no design de produto. Pode-se dizer que todos os objetivos inicialmente propostos foram alcançados. A hipótese da ineficiência das cadeiras de rodas de propulsão manual, para a facilidade de uso, foi comprovada e, frente a essas comprovações, estabeleceram-se as recomendações de projeto para todos os sistemas que compõem a cadeira, visando à ergonomia e à mobilidade.

Por fim, a presente pesquisa não se encerra com este capítulo. Juntamente com outros interessados pelo tema, daremos sequência desenvolvendo um novo modelo de cadeira de rodas de propulsão manual, que demonstre não só a veracidade desses dados na realidade da pessoa com deficiência, mas a importância social, econômica e cultural do *Design de Produto* no campo dos recursos de tecnologia assistiva.

REFERÊNCIAS⁷⁸

- ABATE, T. P. **Instrumentos para avaliação pós-ocupação (APO) adaptados a pré-escolas com deficiência física, auditiva e visual**. 2011. 491 f. Tese (Doutorado em Tecnologia da Arquitetura) - Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.
- ABRAHÃO, J. et al. **Introdução a ergonomia: da prática à teoria**. São Paulo: Blücher, 2009.
- ABREU, P. S. **Desenvolvimento da voz do cliente no desdobramento da função qualidade (QFD): aplicação em projetos de cadeira de rodas**. 2010. 114 f. Dissertação (Mestrado em Projetos Mecânicos) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Unicamp. Campinas, 2010.
- AISSAOUI, R. et al. Effect of seat cushion on dynamic stability in sitting during a reaching task in wheelchair users with paraplegia. **Archive Physical Medicine and Rehabilitation**, v.82, n.2, p. 274-281, Feb. 2001.
- ALMEIDA, M. B. de **Basquetebol: iniciação**. 3. Ed. Rio de Janeiro: Sprint, 2002.
- ALVARENGA, F. B. **Uma abordagem metodológica para o projeto de produtos inclusivos**. 2006. 237 f. Tese (Doutorado em Mecânica dos Sólidos) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.
- AMIRALIAN, M. L. T. et al. Conceituando deficiência. **Revista de Saúde Pública**, São Paulo, v. 34, n.1. p. 97-103, fev. 2000.
- AMORIM, A. et al. Comissão temática: conceituações e estudos de normas. In: BRASIL. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas. **Tecnologia Assistiva**. Brasília-DF: CORDE, 2009. 138 p.
- ARANHA, M. S. F. **A interação social e o desenvolvimento de relações interpessoais do deficiente em ambiente integrado**. 1991. 145 f. Tese (Doutorado em Psicologia) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 1991.
- _____. Integração social do deficiente: análise conceitual e metodológica. **Temas em Psicologia**, Ribeirão Preto, v.3, n.2, p. 63-70, ago. 1995.
- AREOSA, A. L. Transpondo barreiras: o percurso dos portadores de necessidades especiais ao longo dos tempos. **Psicologia em Pesquisa**, Juiz de Fora, v.1, n.01, p.08-14, jan.-jun. 2007. Disponível em: <<http://www.ufjf.br/psicologiaempesquisa...>> Acesso em: 22 fev. 2014.

⁷⁸ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR 6023:2002.

ARGENTINA. Ministerio de Educación. **Tutorial de Kinovea**: programa de edición de vídeos diseñado para analizar lãs imágenes y estudiar vídeos deportivos. Plan integral de Educación Digital. Dirección Operativa de Incorporación de Tecnologías (InTec). Buenos Aires: [s.n], . Disponível em: <<http://www.formadores.org/vinculostutorialkinovea.pdf>> Acesso em: 22 mai. 2013.

ASHBY, M.; JOHNSON, K. **Materials and Design**: the art and science of material selection in product design. London: Butterworth-Heinemann, 2002.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ERGONOMIA. **Norma ERG 1002**: Código de Deontologia do Ergonomista Certificado. Recife: Abergó, 2003. Disponível em: <http://www.abergo.org.br/arquivos/normas_ergbr/norma_erg_br_1002_deontologia.pdf>. Acesso em: 15 jan. 2013.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 9050**: acessibilidade e edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos. 2. ed. Rio de Janeiro, 2004. 97 p.

_____. **NBR 6023**: informações e documentações: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24 p.

_____. **NBR ISO 6440**: cadeira de rodas: nomenclatura, termos e definições. Rio de Janeiro, 2002. 20 p.

_____. **NBR ISO 7176-1**: cadeira de rodas: parte 1: determinação da estabilidade estática. Rio de Janeiro, 2009. 14 p.

_____. **NBR ISO 7176-22**: cadeira de rodas: parte 22: procedimentos de ajuste. Rio de Janeiro, 2009. 12 p.

_____. **NBR 10520**: informação e documentação: citação de documentos: apresentação. Rio de Janeiro, 2002. 7 p.

_____. **NBR 14724**: informação e documentação: trabalhos acadêmicos: apresentação. Rio de Janeiro, 2011. 11 p.

_____. **NBR ISO 7176-11**: cadeira de rodas: parte 11: bonecos de ensaio. Rio de Janeiro, 2009. 12 p.

_____. **NBR ISO 7176-3**: cadeira de rodas: parte 3: determinação da eficiência dos freios. Rio de Janeiro, 2009. 11 p.

_____. **NBR ISO 7176-7**: cadeira de rodas: parte 7: medição de dimensões de assento e rodas. Rio de Janeiro, 2009. 47 p.

_____. **NBR ISO 9241-210**: ergonomia da interação humano – sistema: parte 210: projeto centrado no ser humano para sistemas interativos. Rio de Janeiro, 2011. 34 p.

ASTOR, G. **Mengele: o último nazista**. Trad. Sandra Martha Dolinsky. São Paulo: Planeta, 2008.

BALTAR, X. A. L. Metodologias y tecnologías de evaluación ergonômica: aplicaciones al ergodesign. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE ERGONOMIA E USABILIDADE DE INTERFACES HUMANO-TECNOLOGIA: PRODUTOS, INFORMAÇÃO, AMBIENTE CONSTRUÍDOM TRANSPORTE, 6., 6., ERGODESIGN, 6., Bauru, **Anais...** Bauru, SP: LEI, DDI, PPGDI, FAAC, Unesp, 2006. 6p. 1 CD-Rom.

BALTAR, X. A. L. Metodologias y tecnologías de evaluación ergonômica: aplicaciones al ergodesign. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE ERGONOMIA E USABILIDADE DE INTERFACES HUMANO-TECNOLOGIA: PRODUTOS, INFORMAÇÃO, AMBIENTE CONSTRUÍDOM TRANSPORTE, 6., 6., ERGODESIGN, 6., Bauru, **Anais...** Bauru: LEI – DDI – PPGDI – FAAC – Universidade Estadual Paulista – UNESP, 2006. p.6. CD-ROM.

_____.; SALABERRI, M. A.; CORNES, X. A.; CORNES, A. A. Diseño y validación de una familia de sillas de ruedas: innovación y ergonomia para La integración social. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE ERGONOMIA E USABILIDADE DE INTERFACES HUMANO-TECNOLOGIA: PRODUTOS, INFORMAÇÃO, AMBIENTE CONSTRUÍDOM TRANSPORTE, 6., 6., ERGODESIGN, 6., Bauru, **Anais...** Bauru, SP: LEI, DDI, PPGDI, FAAC, Unesp, 2006. 6p. 1 CD-Rom. (2006).

BARELLI, B. G. P. **Design para a sustentabilidade**: modelo de cadeia produtiva de bambu laminado colado (BLC) e seus produtos. 2008. 131 f. Dissertação (Mestrado em Design) - Faculdade de Arquitetura, Comunicação e Artes, Universidade Estadual Paulista, Bauru, 2008.

BATTISTELLA, L. R. (Org.) **Tecnologia e inovação para pessoas com deficiência**: Anais Coord. Editorial Neuza Maria de Oliveira. São Paulo: Velhos Guerreiros Editores, 2010.

BAXTER, M. **Projeto do produto**: guia prático para o design de novos produtos. Tradução de Itiro Lida. 2. ed. São Paulo: Blücher, 1998.

BECKER, M. **Aplicação de tecnologias assistivas e técnicas de controle em cadeira de rodas inteligentes**. 2000. 147 f. Tese (Doutorado em Mecânica dos Sólidos) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2000.

BERSCH, R. **Introdução à tecnologia assistiva**. Porto Alegre, 2005. Disponível em: <http://www.assistiva.com.br/Introducao_Tecnologia_Assistiva.pdf>. Acesso em: 27 jan. 2006.

BERTONCELLO, I.; GOMES, L. V. N. Análise diacrônica e sincrônica de cadeira de rodas mecanomaneuvel. **Revista Produção**, Florianópolis, v.12, n.1, 72-82, 2002.

BONATTI, F. A. da S. **Design para deficientes visuais**: proposta que agrega videomagnificação a uma prancha de leitura. 2009. 189 f. Tese (Doutorado em Design e Arquitetura) - Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

BONFIM, G.A. **Metodologia para desenvolvimento de projetos**. João Pessoa: Editora Universitária UFPB, 1995.

BONINGER, M. et al. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. **Archive Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, n.5, May, p. 608-613, 2000.

_____. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. **Archive Physical Medicine and Rehabilitation**, v.83, n.5, May, p.718-723, 2002.

BONSIEPE, G. **Teoría y práctica del diseño industrial**: elementos para una manualística crítica. Barcelona: GG, 1978.

_____.; MORAIS, F. de; Diseño industrial em America Latina. In: BIBLIOTECA SINTÉTICA DE ARQUITECTURA. **Colección Summarios**. Gui Bonsiepe (Org.) Dirigida por Marina Waisman. Volumen VI, Publicación periódica Año 3, n.34, ago 1979.

_____.; YAMADA, T. **Desenho Industrial para pessoas deficientes**. Brasília, DF: CNPq - Coord. Editorial, 1982.

_____. **A tecnologia da tecnologia**. São Paulo: Blücher, 1983.

_____. (Org.); KELLNER, P.; POESSNECKER, H. **Metodologia experimental**: desenho industrial. Brasília: CNPq/Coordenação Editorial, 1984. 86 p.

BRACCIALLI, L. M. P. et al. 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, jan./abr. 2008. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-65382008000100011&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt>. Acesso em:

BRANDALISE, L. T. **Modelos de medição de percepção e comportamento**: uma revisão. 2005. Disponível em: <http://www.lgti.ufsc.br/public/outras_publicacoes.htm>. Acesso em: 15 ago. 2013.

BRASIL. **Decreto nº 3.298**, de 20 de dezembro de 1999. Regulamenta a Lei nº 7.853, de 24 de outubro de 1989, dispõe sobre a Política Nacional para a Integração da Pessoa Portadora de Deficiência, consolida as normas de proteção, e dá outras providências. **Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil**, Brasília, DF, 21 dez. 1999. Seção 1, v.9, n. 243, p.10-15, pt1.

_____. **Decreto nº 5.296**, de 2 de dezembro de 2004. Regulamenta a Lei nº 10.048, de 8 de novembro de 2000, que dá prioridade de atendimento às pessoas com deficiência e 10.098, de 19 de dezembro de 2000 que estabelece normas

gerais e critérios básicos para a promoção da acessibilidade das pessoas portadoras de deficiência ou com mobilidade reduzida, e da outras providências. **Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil**, Brasília, DF, 3 dez. 2004. Seção 1, n. 232, p.5-10, pt1.

_____. **Lei nº 10.098**, de 19 de dezembro de 2000. Estabelece normas gerais e critérios básicos para a promoção da acessibilidade das pessoas portadoras de deficiência ou com mobilidade reduzida, e dá outras providências. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/leis/l10098.htm>. Acesso em: 22 fev. 2014.

_____. **Ministério da Saúde**. Departamento de Monitoramento e Avaliação do SUS. Planejamento estratégico do Ministério da Saúde: 2011 – 2015: resultados e perspectivas. Brasília: Editora do Ministério da Saúde, 2013. Disponível em: <http://189.28.128.178/sage/sistemas/apresentacoes/arquivos/planejamento_estrategico_2013.pdf>. Acesso em: 22 fev. 2014.

BRASIL. Ministério das Cidades. Secretaria Nacional de Transporte e da Mobilidade Urbana – SeMob. Programa Brasileiro de Acessibilidade Urbana – Brasil Acessível. Caderno 1 **Atendimento adequado às pessoas com deficiência e restrição de mobilidade**. Brasília-DF: Secretaria Nacional de Transporte e da Mobilidade Urbana, 2006.

_____. Ministério das Cidades. Secretaria Nacional de Transporte e da Mobilidade Urbana – SeMob. Programa Brasileiro de Acessibilidade Urbana – Brasil Acessível. Caderno 2 **Construindo a cidade acessível**. Brasília-DF: Secretaria Nacional de transporte e Mobilidade Urbana, 2006.

_____. Ministério da Saúde. Conselho Nacional de Saúde. Comissão Nacional de Ética e Saúde. **Resolução N°. 196/96**. Disponível em: <http://conselho.saude.gov.br/web_comissoes/conep/aquivos/resolucoes/23_out_versao_final_196_ENCEP2012.pdf>. Acesso em:

_____. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas. **Tecnologia assistiva**. Brasília-DF: CORDE, 2009. 138 p.

BRITO, A. N. de (Org.). **Ética**: questões de fundamentação. Brasília: Editora da Universidade de Brasília, 2007.

BROOKE, J. SUS: A quick and dirty usability scale. In: JORDAN, P. W. (Eds.) et al. **Usability evaluation in industry**. London: Taylor & Francis. 1996. p. 189-194. Disponível em: <<http://hell.meiert.org/core/pdf/sus.pdf>>. Acesso em: 17 jan. 2014.

BRUNI, A. L. **SPSS aplicado à pesquisa acadêmica**. São Paulo: Atlas, 2009.

BURDEK, B. E. **Diseño**: historia, teoria y práctica del diseño industrial. Barcelona: GG, 1994.

CÂMARA, J. J. D. Design e usabilidade, uma abordagem através da cultura. **Estudos Avançados em Design**, Caderno 2, 2008, p. 69-77

CAMARASA, J. **Mengele**: el ángel de la muerte em Sudamérica. Buenos Aires: Grupo Editorial Norma, 2008.

CARMO, A. A. do. **Deficiência física**: a sociedade brasileira cria, “recupera” e discrimina. 1989. 234 f. Tese (Doutorado em Metodologia de Ensino) - Faculdade de Educação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1989.

CARRIEL, I. R. R. **Recomendações ergonômicas para o projeto de cadeira de rodas**: considerando os aspectos fisiológicos e cognitivos dos idosos. 2007. 244 f. Dissertação (Mestrado em Ergonomia) - Faculdade de Arquitetura, Comunicação e Artes, Universidade Estadual Paulista, Bauru, 2007.

_____; et al. Aspectos ergonômicos e de usabilidade das cadeiras de rodas para idosos: uma revisão. **Revista Assentamentos Humanos**, Marília, v.7, n.1, p.29-37, 2005.

_____; LOPES, C. M. de M.; ALVES, M. A.; VENTURA, A. Desenvolvimento do produto centralizado no usuário e na usabilidade: ISO 20282 – Parte I e II. In: 11º CONGRESSO INTERNACIONAL DE ERGONOMIA E USABILIDADE DE INTERFACES HUMANO-TECNOLOGIA: PRODUTOS, INFORMAÇÕES, AMBIENTE CONSTRUÍDO, TRANSPORTES, 11., ERGODESIGN, 11., 2011, Manaus, AM. **Anais...** Manaus, AM: UFAM, 2011. 12p.

_____; PASCHOARELLI, L. C. A relação de desconforto e problemas de usabilidade em cadeiras de rodas utilizadas pelos idosos: uma abordagem com os enfermeiros. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE ERGONOMIA E USABILIDADE DE INTERFACES HUMANO-TECNOLOGIA: PRODUTOS, INFORMAÇÕES, AMBIENTE CONSTRUÍDO, TRANSPORTES, 6., 6º ERGODESIGN, 6., 2006, Bauru, **Anais...** Bauru, SP: UNESP, 2006. 6p.

CIPIUNK, A.; PORTINARI, D. B. Sobre métodos de design. In: COELHO, Luiz Antonio L. **Design método**. Rio de Janeiro: Ed. PUC-Rio; Teresópolis: Novas Ideias, 2006.

COELHO, L. A. L. **Design método**. Rio de Janeiro: Ed. PUC-Rio; Teresópolis: Novas Ideias, 2006.

COLUCCI JR., J. **Aspectos ergométricos e biomecânicos da propulsão de alta eficiência em cadeira de rodas**. 1995. 190 f. Tese (Doutorado em Tecnologia) Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1995.

COOK, A. M.; HUSSEY, S. M. **Assistive technologies**: principles and practice. 3 nd. ed. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier, 2008.

COSTA, G. R. Basquetebol em cadeira de rodas e a lesão medular. **Revista Episteme Transversalis**, Volta Redonda, v.4, n.1, p. 1-17, 2013. Disponível em: <<http://www.ferp.br/revista-episteme-transversalis/sumario-v4.html>>. Acesso em: 20 jan. 2014.

COSTA, V. de S. P. **Representações sociais da cadeira de rodas na lesão da medula espinal**: de equipamento indispensável à expressão de autonomia. 2009. 133 f. Tese (Doutorado em Enfermagem Fundamental) - Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

COSTA NETO, P. L. **Estatística**. 2. ed. São Paulo: Blücher, 2002.

CYBIES, W.; BETIOL, A. H.; FAUST, R. **Ergonomia e usabilidade**: conhecimentos, métodos e aplicações. 2. ed. São Paulo: Novatec Editora, 2010.

COURY, H. G. **Trabalhando sentado**: manual para posturas confortáveis. 2. ed. São Paulo: UFSCar, 1994. 114 p.

DANTAS, D. Procedimentos projetuais para o design centrado no usuário aplicados ao ensino de projeto de produto. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO EM DESIGN, 9., 2010, P&D, 9., 2010, São Paulo. **Anais...** São Paulo: Blucher, Anhembi-Morumbi, 2010. 6p.

DENIS, R. C. **Uma introdução à história do design**. São Paulo: Blücher, 2002.

DODD, F. A. B. **Análise quantitativa da ocorrência de imagens de produtos na bibliografia de design para verificação de fidedignidade do conjunto destas imagens como representação do campo de atividade do design de produto**. 2011. 220 f. Tese (Doutorado em Design e Arquitetura) - Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

DUL, J.; WEERDMEESTER, B. **Ergonomia prática**. 2. ed. São Paulo: Blücher, 2004.

ELEJABARRIETA, F. J.; IÑIGUEZ, L. **Construcción de escalas de actitud tipo Thurstone y Likert**. Barcelona: Universidade Autònoma de Barcelona, 1984. Disponível em: <<http://aprendeonlinea.udea.edu.co/revistas/index.php/ceo/article/viewFile/6820/6246>> Acesso em: 15 jan. 2013.

FALLER, R. da R. **Engenharia e Design**: Contribuição ao estudo da Seleção de Materiais no Projeto de Produto com foco nas Características Intangíveis. 2009. 215 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia – Área de Concentração: Ciência e Tecnologia dos Materiais) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais – PPGEM. Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS. Porto Alegre, 2009.

FALZON, P. (Ed.). **Ergonomia**. Tradução de Giliane M. J. Ingra et al. Rev. Bibliográfica de Vera Lúcia Duarte. Coord. de Trad. Laerte Idal Sznclwar. São Paulo: Blücher, 2007.

FARIAS, N.; BUCHALLA, C. M. A classificação internacional de funcionalidade, incapacidade e saúde da Organização Mundial da Saúde: conceitos, usos e perspectivas. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, São Paulo, v. 8, n. 2, p. 187-193, jun. 2005.

FERLAUTO, C. **16º ao 20º Prêmio Design Museu da Casa Brasileira**. Claudio Ferlauto (Texto); Adélia Borges (Coord.). São Paulo: Museu da Casa Brasileira, 2006.

FERREIRA, A. B. de H. **Dicionário Aurélio da Língua Portuguesa**: edição histórica 100 anos. 5. ed. São Paulo: Positivo, 2010. 2222 p.

FERREIRA, E. L. (Org.) **Atividades físicas inclusivas para pessoas com deficiência**. 2. ed. Niterói: Intertexto, 2011. 7 vol.

FERREIRA, T. G. **Pessoas com deficiências**: condições de convivência e possibilidade de atenção domiciliar. 2009. 98 f. Dissertação (Mestrado em Movimento, Postura e Ação Humana) - Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

FIGUEIRA, E. **Caminhando em silêncio**: uma introdução à trajetória das pessoas com deficiência na história do Brasil. 2. ed. São Paulo: Giz Editora, 2008.

FINLEY, M. A. et al. The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.41, n.3B, p. 385-394, May/Jun. 2004. Disponível em: <<http://www.rehab.research.va.gov/jour/04/41/3B/pdf/Finley1.pdf>>. Acesso em:

FREITAS, P. S. de. **Iniciação ao basquetebol sobre rodas**. Uberlândia, MG: Gráfica Breda, 1997.

GAGE, J. R. et al. **The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy**. 2. ed. London: John Wiley & Sons, 2009.

GALLAHUE, D. L.; OZMUN, J. C. **Compreendendo o desenvolvimento motor**: bebês, crianças, adolescentes e adultos. São Paulo: Phorte, 2005

_____.; _____.; GOODWAY, J. D. **Compreendendo o desenvolvimento motor**: bebês, crianças, adolescentes e adultos. Tradução de Denise Regina de Sales. Revisão Técnica de Ricardo D. S. Petersen. 7. ed. Porto Alegre: AMGH, 2013.

GALVÃO FILHO, T. A. A Tecnologia assistiva: de que se trata? In: MACHADO, G. J C.; SOBRAL, M. N. (Orgs.) **Conexões**: educação, comunicação, inclusão e interculturalidade. Porto Alegre: Redes Editora, 2009. p. 207-235.

GAMARRA, R. A. S. **Avaliação de facilidade de operação**: aplicação da norma ISO 20282. 2008. 96 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica)-Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

GANANÇA, A. S. **Assento adaptável para pessoas com paralisia cerebral e sequela de escoliose**: aplicando ergonomia por meio do design: um estudo de caso, 2006. 96 f. (Mestrado em Ergonomia) - Faculdade de Arquitetura, Comunicação e Artes, Universidade Estadual Paulista, Bauru, 2006.

GARANHANI, M. R. et al. A cadeira de rodas para o indivíduo com lesão medular: o equipamento a utilização e o significado. In: MANZINI, E. J. **Inclusão do aluno na escola**: os desafios continuam. Marília: ABPEE/FAPESP, 2007. 256 p.

GARCIA, V. G As pessoas com deficiência na história do Brasil. In: BENGALA LEGAL. **Net...** 2011. Disponível em: <<http://www.bengalalegal.com/pcd-brasil>> Acesso: 22 fev. 2014.

_____. As pessoas deficientes na história do mundo. BENGALA LEGAL. **Net...** 2011. Disponível em: <<http://www.bengalalegal.com/pcd-mundial>> Acesso: 22 fev. 2014.

GATTEL, A. H.; REDFORD, J. Wheelchairs and wheeled mobility. In: REDFORD, J. B.; BASMAJIAN, J. V.; TRAUTMAN, P. **Orthotics**: Practice and rehabilitation technology. London: Churchill Livingstone, 1995

GHAVAMI, K.; MARINHO, A. B. Propriedades geométricas e mecânicas de colmos dos bambus para aplicação em construções. **Engenharia. Agrícola**, Jaboticabal, v.23, n.3, p.415-424, set./dez. 2003.

GOMES FILHO, J. **Ergonomia do objeto**: sistema técnico de leitura ergonômica. São Paulo: Escrituras Editora, 2003.

GUGEL, M. A. **Pessoas com deficiência e o direito ao trabalho**: reserva de cargos em empresas: emprego apoiado. Florianópolis: Obra Jurídica, 2007.

HALL, S. J. **Biomecânica básica**. Tradução de Giuseppe Taranto. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 2. ed, São Paulo: Manole, 2008.

HAKANI: uma voz pela vida. Direção: D. L. Cunningham. Produção: D. L. Cunningham, Enoque Freire. Interpretes: Indígenas Brasileiros. Roteiro: Kevin Miller. Narração: Irene Ravache. Brasil, 2008. Filme: Documentário. DVD. (36.08 min.), son. color.

HARE, R. M. **Ética**: problemas e propostas. Tradução de Mário Mascherpe e Cleide Antônio Rapucci. Revisão Técnica de Cezar A. Mortari. São Paulo: Editora Unesp, 2003.

HASKETT, J. **Industrial design**. London: Tames and Hudson T&H Ltd., 2001.

HOBSBAWN, E. **Tempos fraturados**: cultura e sociedade no século XX. Tradução de Berilo Vargas. São Paulo: Companhia das Letras, 2013.

IIDA, I. **Ergonomia**: projeto e produção. 2. ed. rev. ampl. São Paulo: Blücher, 2005.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE). **Censo Demográfico 2000**: Características gerais da população: Resultados da amostra. Rio de Janeiro: IBGE, 2010. 178p.

_____. **Censo Demográfico 2010**: Características gerais da população, religião e pessoa com deficiência. Rio de Janeiro: IBGE, 2010. 215p.

_____. Centro de Documentação e Disseminação de Informação **Norma de apresentação tabular**. 3. ed. Rio de Janeiro: IBGE, 1993. 62 p.

INSTITUTO JOANNA BRIGGS. Informativo sobre práticas baseadas em evidências para profissionais de saúde. Queda em hospitais. **Best Practice**, v.2, n.2, p. 1-6, 1998. Disponível em: <<http://www.ee.usp.br/pesq/nucleo/jbi/documentos...>> Acesso em: 22 fev. 2014.

INSTITUTO NACIONAL DE PROPRIEDADE INDUSTRIAL (INPI). Flavio Costa Leão Deslandes. **Disposição Construtiva para estruturas de bambu com ligação autotensionada**. MU7901320-1. 06 jul.1999, 06 jul. 2005. Disponível em: <<http://www.inpi.gov.br/>> Acessado: 22 fev. 2014.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 20282-1:2006(E)**. Ease of operation of everyday products. Part 1: design requirements for context of use and user characteristics. Geneve, Switzerland 2006(a). 26p.

_____. **ISO 9241-11:1998**. Ergonomic requirements for office work with visual display terminal (VDTs) – Part 11: Guidance on usability. Disponível em: <<http://www.it.uu.se/edu/course/homepage/acsd/vt09/ISO9241part11.pdf>>. Acesso em: 22 fev. 2014.

_____. **ISO/IEC 13407:1999**. Human centered design process for interactive systems. Geneve, Switzerland 1999.

_____. **ISO/TS 20282-2:2006(E)**. Ease of operation of everyday products. Part 2: test method for walk-up-and-use products. Geneve, Switzerland 2006(b). 32p.

_____. **UNE-EN ISO 9999**: ayudas técnicas para personas con discapacidad. clasificación y terminología. AEN/CTN 153. Madrid: Asociación Española de Normalización y Certificación, 2003. 151 p. (Version oficial, en español, de la Norma Europea EN ISO 9999, octubre de 2002, anula y sustituye a UNE-EN ISO 9999, de febrero de 1999. Biblioteca del CEAPAT).

JONES, C. J. **Design methods**. 2. ed. New York: John Wiley & Sons, 1992.

_____ et al. Guessability, learnability and experienced user performance. In: DIAPER, D.; HAMMOND, N. (Eds) **People and Computers VI**, pp. 237-45, Cambridge: Cambridge University Press. 1991.

JORDAN, P. W. **An introduction to usability**. London: Taylor & Francis, 1998.

JORGE, S. S.; ALEXANDRE, N. M. C. Avaliação ergonômica de cadeira de rodas utilizada no transporte de pacientes em hospital. **Revista de Enfermagem**, Rio de Janeiro, UERJ. v.13: 181-7. 2005. Disponível em: <<http://www.facenf.uerj.br/v13n2/v13n2a06.pdf>>. Acesso em: 28 mar. 2013.

KAUFMAN, V. **Les paradoxes de la mobilité**: Bouger, s'enraciner. Lausanne: Presses polytechniques et universitaires romandes, 2008.

KIRBY, R. L. et al. Wheelchair stability: effect of body positionn. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, Washington DC, v.32, n.4, p.367-72, 1995.

KNOPLICH, J. **Enfermidades da coluna vertebral**. 3. ed. São Paulo: Robe, 2003. 535 p.

KNUDSON, D. V.; MORRISON, C. S. **Análise qualitativa do movimento**. São Paulo: Manole, 2001.

KOTAJARVI, B. R. et al. The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, Washington DC, v. 41, n.3B, p. 403-414, 2004.

KRIPPENDORFF, K. Design centrado no ser humano: uma necessidade cultural. **Estudos em Design**, Rio de Janeiro, v.8, n.3, p. 87-88, set. 2000.

KROEMER, K. H. E.; GRANDJEAN, E. **Manual de ergonomia**: adaptando o trabalho ao homem. Tradução de Lia Buarque de Macedo Guimarães. 5. ed. Porto Alegre: Bookman, 2005.

KROEMER, K. H. E.; KROMER, H. B.; KROMER-ELBERT, K. E. **Ergonomics how to design for ease and efficiency**. New Jersey: Prentice Hall, 1994.

KUMAR, S. (Ed.). **Biomechanics in ergonomics**. London: Taylor & Francis, 2001.

_____. Rehabilitation: an ergonomic dimension. **International Journal of Industrial Ergonomics, CIDADE**, v.9, p. 97-108, 1992.

KWARCIACK, A. M. et al. Redefining the manual wheelchair stroke cycle: identification and impact of non propulsive pushrim contact. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, CIDADE**, v. 90, p.20-26, 2009.

LAKATOS, E. M.; MARCONI, M. de A. **Metodologia do trabalho científico**. 4. ed. rev. e ampl. São Paulo: Atlas, 1994.

LANA, S. L. B. A complexidade dos métodos em design. In: MORAES, D. de; DIAS, R. A.; CONSELHO, R. B. **Cadernos de Estudos Avançados em Design**: método. Barbacena, MG: EdUEMG, 2011.

LANZETTA, D. et al. Trunk control in unstable sitting posture during functional activities in healthy subjects and patients with multiple sclerosis. **Arch Phys Med Rehabil, CIDADE**, v.85, p. 279-283, 2004.

LEEDY, P. D.; ORMROD, J. E. **Practical research: planning and design**. 8 th. New Jersey: Pearson, 2005.

LESKO, J. **Design industrial: materiais e processos de fabricação**. Tradução de Wilson Kindlein Junior; Clovis Belbute Peres. São Paulo: Blücher, 2004.

LIANZA, S.; SPOSITO, M. M. de M. **Reabilitação: a locomoção em pacientes com lesão medular**. São Paulo: Sarvier, Associação Paulista de Medicina, 1994.

LIANZA, S.; DEZEN, E. L. Órteses. In: LIANZA, S. **Medicina de reabilitação**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995.

LIPPERT, L. S. **Cinesiologia clínica para fisioterapeutas**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

LÖBACH, B. **Design industrial: bases para a configuração dos produtos industriais**. Tradução de Fred Van Camp. São Paulo: Blücher, 2001

LOBO, L. F. **Os infames da história: pobres, escravos e deficientes no Brasil**. Rio de Janeiro: Lamparina, 2008.

LOMBARDI JR., A. B. **Desenvolvimento e modelagem de uma cadeira de rodas servo-assistida para crianças**. 2002. 177 f. Dissertação (Mestrado em Projeto Mecânico)-Faculdade de Engenharia Mecânica. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2002.

_____. **Desenvolvimento e análise de estratégias de controle colaborativo para cadeira de rodas**. 2005. 239 f. Tese (Doutorado em Projeto Mecânico)-Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2005.

_____. DEDINI, F. G. Biomechanical model for the determination of forces on upper-extremity members during standard wheelchair propulsion. **Mathematical and Computer Modelling**, v. 49, p. 1288-1294, 2009.

LOWDERMILK, T. **Design centrado no usuário: um guia para o desenvolvimento de aplicativos amigáveis**. Tradução de Lúcia Ayako Kinoshita. São Paulo: Novatec Editora, 2013.

MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética**. 4. ed. São Paulo: Manole, 2005.

MAIA, F. do N. **A contribuição da metodologia de projeto em design no processo de desenvolvimento de recursos de tecnologia assistiva**. 2011. 157 f. Dissertação (Mestrado em Design)- Escola Superior de Desenho industrial. Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2011.

MEISTER, D.; ENDERWICK, T. P. The user. In: Human factors in systems design. London: Lawrence Erlbaum, 2002. pp. 194-221

MALLIN, S. S. V. **Uma metodologia de design:** aplicada ao desenvolvimento de tecnologia assistiva para portadores de paralisia cerebral. Curitiba: Editora da UFPR, 2004.

MANSON, B. **The ergonomics of wheelchair configuration for optimal sport performance.** 2011. 180 f. Tese (Doutorado em Filosofia) - Loughborough University, Loughborough, London, 2011.

MANOEL, E. J. O estudo do comportamento motor da pessoa portadora de deficiência: problemas e questões. **Revista Brasileira de Saúde Escolar**, Porto Alegre, n.4, p.11-21,1996.

MARANDOLA JUNIOR, E. A sociedade (e as pessoas) em movimento. **Revista Brasileira de Estudos de População**. São Paulo, v. 25, n. 2, p. 405-406, dez. 2008.

_____. Em busca da liberdade do ir-e-vir. **Revista Brasileira de Estudos de População**, v. 27, n. 2, p. 463-465, dez. 2010.

_____. Por um paradigma da(s) mobilidade(s). **Revist. Brasileira de Estudos de População**, São Paulo, v. 26, n.1, p.151-152, jun. 2009.

_____. Novos significados da mobilidade. **Revista Brasileira de Estudos de População**, São Paulo, v. 25, n. 1, p.199-200, jun. 2008.

McCLELLAND, J. A. G. Técnica de questionário para pesquisa. In: 3º CONGRESSO DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE FÍSICA, 3., 1976, Porto Alegre, RS. **Anais...** Porto Alegre: UFUFRS, 1976. p.93-101. Disponível em: <<http://www.sbfisica.org.br/bjp/download/v06e/v06a06.pdf>> Acesso em: 22 fev. 2014.

MEDINA, A. G.; COELHO, D. B. Aspectos biomecânicos e funcionais na prescrição de cadeira de rodas. In: 12º CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 12., 2007, São Pedro, SP. **Anais...** São Paulo: TEC ART, 2007. 6p.

MEDOLA, O. F. **Desenvolvimento de um aro de propulsão manual ergonômico para cadeira de rodas.** 2010. 124 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Programa de Pós-graduação Interunidades Bioengenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

_____.; EULI, V. M. C.I; FORTULAN, C. A. Ergonomia no projeto e desenvolvimento de um aro de propulsão manual para cadeira de rodas. **Revista Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde.** v.1, n.1, 2012. Disponível em: <<http://www.periodicos.ufrn.br/index.php/reb/article/view/1904>>. Acesso em: 15 mar. 2013.

MORAES, A. de (Org.) **Ergodesign do produto:** agradabilidade, usabilidade, segurança e antropometria. Rio de Janeiro: Anamaria de Moraes, 2005.

_____.; FRISONI, B. C. (Org.). **Ergodesign: produtos e processos**. Rio de Janeiro: 2AB, 2001.

MORAES, D. de. **Análise do design brasileiro: entre a mimese e mestiçagem**. São Paulo: Blücher, 2006.

MORAES, G. F. G. et al. O efeito da prescrição de cadeira de rodas de basquetebol sobre o desempenho esportivo. **Rev. Brasileira de Ciências do Esporte**, Florianópolis, v. 33, n. 4, p. 991-1006, out./dez. 2011.

MORAES, H. S. de. **Projeto conceitual de sistemas de assento para cadeira de rodas: uma abordagem sistêmica**. 2009. 142 f. Dissertação (Mestrado em Design) - Programa de Pós-graduação em Design, Escola de Engenharia e Faculdade de Arquitetura, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.

NASCIMENTO, L. C. P. **Notas de aulas da disciplina Ética do Design - AUP 5878: coletânea**. São Paulo: Programa de Pós-graduação FAUUSP, 2009.

NASCIMENTO, L. C. P.; TARALLI, C. H. (Org.). **Ética do Design - AUP 5878: coletânea de 15 ensaios sobre ética do design na visão de Gui Bonsiepe, elaborados pelos alunos matriculados na disciplina de Ética do Design - AUP5878**. São Paulo: FAUUSP-Maranhão: Programa de Pós-graduação, 2009. 1º Sem. de 2009.

NERI, M.; **Retratos da deficiência no Brasil**. Colaboradores Alexandre Pinto, Wagner Soares, Hessia Costilla. Rio de Janeiro: FGV/IBRE: CPS, 2003. 250p.

NORMAN, D. A. **Emotion Design: why we love (or hate) everyday things**. New York: Basic Books, 2004.

_____. **O design do dia-a-dia**. Tradução de Ana Deiró. Rio de Janeiro: Rocco, 2006.

_____. **O design do futuro**. Tradução de Talita Rodrigues. Rio de Janeiro: Rocco, 2010.

_____. **The design of everyday things**. New York: Basic Books, 1988.

NUNES, L. M. de E. et al. Prevalência da síndrome de túnel do carpo em usuários de cadeira de rodas devido à lesão medular. **Revista Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 18, n. 4, p. 192-195. 2011.

OLIVEIRA, A. de O.; ALVES, F. R. F.; NASCIMENTO, R. O. Desenvolvimento humano comparado: uma abordagem desenvolvimentista. In: FERREIRA, E. L. (Org.). **Atividade físicas inclusivas para pessoas com deficiências**. 2. ed. Niterói: Intertexto, 2011.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. **Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde – CID-10**. Disponível em: <<http://www.datasus.gov.br/cid10/V2008/cid10.htm>>. Acesso em: 17 jan. 2013.

_____. **Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde – CIF:** Centro Colaborador da Organização Mundial da Saúde para a Família de Classificações Internacionais (Org.). Coordenação de Tradução de Cássia Maria Buchalla. São Paulo: EDUSP, 2003.

PACHECO, A. da S. **Biomecânica da articulação do ombro.** [S.l: s.n.], 2010. Disponível em: <<http://www.fisioweb.com.br/>>. Acesso em: 17 jan. 2013.

PAGE, A. et al. **Guia de recomendaciones para el diseño de mobiliário ergonômico.** Valencia: IBV, 1992.

PALMER, M. L.; TOMS, J. E. **Treinamento Funcional dos Deficientes Físicos.** 2. ed. São Paulo: Manole, 1988.

PANERO, J.; ZELNIK, M. **Las dimensiones humans em los espacios interiores.** México: GG, 1989.

PAPANEK, V. **Design for the real world.** New York: Bantam Book, 1973.

PASCHOARELLI, L. C. **Usabilidade aplicada ao design ergonômico de transdutores de ultra-sonografia:** uma proposta metodológica para avaliação e análise do produto. 2003. 142 f. Tese (Doutorado em Engenharia de Produção) - Universidade de Federal de São Carlos. São Carlos, 2003.

_____.; CARRIEL, I. R. R.; GANANÇA, A. da S. Prevenção e reabilitação: conceito para uma discussão sob o ponto do design ergonômico. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE ERGONOMIA E USABILIDADE DE INTERFACES DE ERGONOMIA E USABILIDADES DE INTERFACES HUMANO-TECNOLOGIA: PRODUTOS, INFORMAÇÕES, AMBIENTE CONSTRUÍDO, TRANSPORTE, 5., ERGODESIGN, 5., 2005, Rio de Janeiro. **Anais...** Rio de Janeiro: PUC-Rio, 2005. 6p.

PEQUINI, S. M. **A Evolução tecnológica da bicicleta e suas implicações ergonômicas para a máquina humana.** 2000. 300 f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia) - Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

_____. **Ergonomia aplicada ao design de produtos:** um estudo de caso sobre o design de bicicletas. 2005. 295 f. Tese (Doutorado em Tecnologia)-Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

PERLIN, R. Cubo de marchas para cadeira de rodas. 2009. In: IDEA BRASIL. **Net...** Disponível em: <<http://www.ideabrasil.com.br/site/cubo-de-marchas-para-cadeira-de-rodas-gear-cube-for-wheelchairs/>> Acesso em: 22 fev. 2014.

PESSOTI, I. **Deficiência mental da superstição à ciência.** São Paulo: EDUSP, 1984.

PHEASANT, S. **Bodyspace:** antropometry, ergonomics and the design of work. 2nd ed. London: Taylor&Francis, 1996.

RAMOS, A. C. R.; CASALIS, M. E. P. Aspecto multidisciplinar do atendimento e sequência do atendimento. In: FERNANDES, A. C. (Coord.) et al. **Medicina e reabilitação: princípios e prática**. São Paulo: Artes Médicas, 2007.

RIBAS, J. B. C. **O que são pessoas deficientes**. 6. ed. São Paulo: Brasiliense, 1994.

RIBAS, J. **Preconceito contra a pessoa com deficiência: as relações que travamos com o mundo**. 2. ed. São Paulo: Cortez, 2011.

RICHTER, W. M.; WOODS, K. R.; AXELSON, P. W. Consequences of a cross slope on wheelchair handrim biomechanics. **Arch Phys Med Rehabil**. v.88, n.1, p.76-80, 2007.

_____.; _____.; _____. Stroke pattern and handrim biomechanics for level and uphill wheelchair propulsion at self-selected speeds. **Arch Phys Med Rehabil**. v.88, n.1, p.81-7, 2007.

ROCHA, E. P. **Corpo deficiente em busca da reabilitação?: uma reflexão a partir da ótica das pessoas portadoras de deficiência física**. 1991. 310 f. Dissertação (Mestrado em Psicologia Escolar) - Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, 1991.

ROCHE, B. et al. Manual wheelchair propulsion patterns on natural surfaces. In: 30th ANNUAL RESNA CONFERENCE. **Anais...** Arlington, VA: RESNA, 2007. Disponível em: < <http://web.resna.org/conference/proceedings/2007/StudentScientific/Mobilit...> > Acesso em: 20 jan. 2014.

RODRIGUES, C. da C. **A inventiva brasileira: coleção consulta científica 1**. Brasília: Instituto do Livro Nacional, 1973. 527p.

ROHMANN, C. **O livro das ideias: pensadores e conceitos que formam nossa visão de mundo**. Trad. Jussara Simões. Rio de Janeiro: Campus, 2000.

SAGAWA JUNIOR, Y. et al. Análise da propulsão em cadeira de rodas manual: revisão de literatura. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v.25, n.1, p. 185-194, 2012.

ROONEY, A. **A história da Física: da filosofia ao enigma da matéria negra**. Trad. Maria Lúcia Rosa. 1. ed. São Paulo: M. Books, 2013.

SANDERSON, O. J.; SOMMER, H. J. Kinematic features of wheelchair propulsion. **Journal of Biomechanics, CIDADE**, v.18, p. 423-429, 1995.

SANTOS, V. R. M. **Avaliação biomecânica dos ajustes posturais em indivíduos com dor lombar**. 2011. 44 f. Dissertação (Mestrado Biodinâmica do Movimento Humano)-Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, 2011.

SANTOS, V.; ZAMBERLAN, M. C.; PAVARD, B. **Confiabilidade humana e projeto ergonômico de centros de controle de processos de alto risco**. Rio de Janeiro: Synergia: IBP, 2009.

SÃO PAULO (Estado). **Decreto nº 52.973**, de 12 de maio de 2008. Institui a Rede de Reabilitação Lucy Montoro e dá providências correlatas. Disponível em: <<http://governo-sp.jusbrasil.com.br/legislacao/156438/decreto-52973-08>>. Acesso em: 22 fev. 2014.

SASSAKI, R. K. Terminologia sobre deficiência na era da inclusão. In: VIVARTA, V. (Coord.). **Mídia e deficiência**. Brasília: Andi: Fundação Banco do Brasil, 2003, p. 160-165.

SAURO, J. **A practical guide to the System Usability Scale (SUS): Background, Benchmarks & Best Practices**. Denver - USA: A Measuring Usability LLC Publication, 2011.

SCHERER, M. J. **Living in the state of stuck: how technology impacts the lives of people with disabilities**. 3rd ed. Cambridge, Massachusetts: Brookline Books, 2000.

SCHWARTZMAN, J. S. (Org.). **Síndrome de Down**. 2. ed. São Paulo: Memnon, 2003.

SEVERINO, A. J. **Metodologia do trabalho científico**. 22 ed. rev. e ampl. de acordo com ABNT. São Paulo: Cortez, 2002.

SHIMADA, H. M.; STOBBER, P.; BARTUREN, J. M. Physical performance and cardiovascular and metabolic adaptation of elite female wheelchair basketball players in wheelchair ergometry and in competition. **American Journal of Physical Med & Rehabilitation**, CIDADE, v. 77, p. 527-533, 1988.

SILVA, J. F. da. **Padrões de propulsão para cadeiras de rodas e seus fatores de desempenho**. 2009. 183 f. Dissertação (Mestrado em Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico) - Faculdade de Engenharia Mecânica Urbanismo, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

SILVA, M. O. A. L. **Cadeiras de rodas adequadas ao usuário: avaliação das cadeiras de rodas utilizadas pelos pacientes atendidos nas Clínicas Integradas FAG**. 2007. 72 f. Monografia (Graduação em Fisioterapia) - Faculdade Assis Gurgacz, Cascavel, 2007.

SILVA, N. L. P.; DESSEN, M. A. Deficiência mental e família: implicações para o desenvolvimento da criança. **Psicologia: Teoria e Pesquisa**, Brasília, v. 17, n. 2, p. 133-141, mar./ago. 2001.

SILVA, O. M. da. **A epopeia ignorada: a pessoa deficiente na história do mundo de ontem e hoje**. São Paulo: CEDAS, 1986.

SMITH, L.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D.. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 5. ed. São Paulo: Manole, 1997.

SOARES, M. M. **Translating user needs into product design for disabled people: a study of wheelchairs**. 1998, 484 f. Tese (Doutorado) - Loughborough University, Loughborough, London, 1998.

SOARES, M. M. Um resgate da cidadania: contribuições da ergonomia e do design industrial para o projeto de produtos para deficientes. In: 9º CONGRESSO BRASILEIRO DE ERGONOMIA. **Anais...** Fortaleza: ABERGO, 1999.

SOUZA, M. I. Z. **Reabilitação do complexo do ombro**. São Paulo: Manole, 2001.

SOUZA, P. A. **O esporte na paraplegia e tetraplegia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994.

SOUZA SOBRINHO, P. A. de Técnicas de manejo na dança em cadeira de rodas. In: FERREIRA, E. L. (Org.). **Atividade físicas inclusivas para pessoas com deficiências**. 2. ed. Niterói: Intertexto, 2011.

TEIXEIRA, A. M. F.; RIBEIRO, S. M. **Basquetebol em cadeira de rodas: manual de orientação para professores de educação física**. Brasília: Comitê Paraolímpico Brasileiro, 2006.

TILLY, A. V.; HENRY DREYFUSS ASSOCIATES. **As medidas do homem e da mulher: fatores humanos em design**. Tradução de Alexandre Salvaterra. Porto Alegre: Bookman, 2005.

TOMLINSON, J. D. et al. Reliability of measurements of static weight distribution of manual wheelchairs. **Phys Ther.** v.74, n.4, p.349-55, 1994.

TULLIS, T.; ALBERT, B. **Measuring the user experience: collecting, analyzing and presenting usability metrics**. San Francisco, California: Morgan Kaufmann – MK, 2008.

UNITES STATES OF AMERICA. **Department of Justice: Americans with Disabilities Act, 28 CFR Part 36**, 1994. Disponível em: <<http://www.ada.gov/pubs/adastatute08.htm>> Acesso em: 28 jan. 2010.

UNITED STATES PATENT. Brian M. Watwood; Errol C. Armstrong; Dayn E. Beals; Duane Dejong. **Wheelchair drive assembly**. US 6755430 B1, 13 jun. 2001, 29 jun. 2004. Disponível em: <<http://www.google.com/patents/US6755430>> Acesso em: 22 fev. 2014.

_____; Brian M. Watwood; Errol C. Armstrong; Duane Dejong. **Wheelchair drive mechanism**. US 6893035 B2, 2 dez. 2002, 17 maio 2005. <<http://www.google.com/patents/US6893035>> Acesso em: 22 fev. 2014.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. Sistema Integrado de Bibliotecas da USP. **Diretrizes para apresentação de dissertações e teses da USP:** documento eletrônico e impresso Parte I (ABNT). Coordenação de Vânia Martins Bueno de Oliveira Furano et al. 2. ed. rev. ampl. São Paulo: Sistema Integrado de Bibliotecas da USP, 2009.

URRY, J. **Mobilites**. London: Polity, 2007.

VASCONCELLOS, E. A. de. **Transporte e meio ambiente:** conceitos e informações para análise de impactos. São Paulo: Annablume, 2008.

VASH, C. L. **Enfrentando a deficiência:** a manifestação, a reabilitação. Tradução de Geraldo José de Paiva, Maria Salete Fabio Aranha, Carmem Leite Ribeiro Bueno. São Paulo: Pioneira: Editora da Universidade de São Paulo, 1988.

VIEIRA, S. **Análise de variância:** (ANOVA). São Paulo Atlas, 2006.

WHITELEY, N. **Design for socity**. London: Consortium, 1997.

WILSON, D. G. **Bicycling science**. 3. ed. Cambridge, Massachusetts: The Mit Press, 2004.

WOLF, T. **Da Bauhaus ao nosso caos**. Tradução de Lia Wyler. Rio de Janeiro: Rocco, 1990.

WORLD HELTH ORGANIZATION. **Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings**. Geneva: WHO Press, 2008.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Sistemática para Análise da Facilidade de Uso

FIGURA A1 – Fluxograma de Análise da Facilidade de Uso (ISO 20282-1:2006(E), p.9).

APÊNDICE B – Amplitudes dos Movimentos do Punho e Antebraço

QUADRO B1 – Amplitudes seguras para movimentos do punho e antebraço.

COD.	FL	EX	DU	DR	SU	PR	OBSERVAÇÕES
A	15° (func) 45° (extr)	15° (func) 45° (extr)	15°	9°	45°	15°	Baseadas em protocolo de avaliação.
B	15° (func) 45° (extr)	15° (func) 45° (extr)	-	-	-	-	Nessas faixas encontra-se a situação neutra, na qual não há incidência de sintoma musculoesquelético.
C	15°	15°	-	-	-	-	Considera como postura Neutra entre 15°/FL e 15°/EX.
D	45°	45°	20°	15°	60°	60°	Postura extrema em relação à % de tempo do ciclo.
E	25°	25°	-	-	-	-	Acima disso, aumenta os fatores de risco.
F	-	90°	-	-	-	-	Aumento da pressão intracarpal além desse limite.
G	20°	20°	-	-	-	-	Flexão > que 20° aumenta ocorrência de DORTs.
H	15-45° (suave)	15-45° (suave)	> 0°	> 0°	15°	15°	Acima da faixa suave, são consideradas severas.
I	15°	15°	5°	15°	-	-	Limite da zona neutra de amplitude para um bom design ergonômico de instrumentos manuais.
J	-	-	20°	-	-	-	Acima desse valor, há a ocorrência de sintomas no antebraço.
K	15°	15°	10°	5°	-	-	Parâmetro para análise de postura em relação à % do ciclo da atividade.
L	20°	20°	-	-	-	-	Amplitude de máxima utilidade (parâmetro funcional).
M	15°	15°	> 0°	> 0°	45°	45°	Acima desses valores, as posturas são extremas, indicando um acréscimo nos fatores de riscos.
N	-	35°	10°	-	-	-	Considerado aceitável até esses limites.
O	20°-40°	15°-20°	20°-25°	15°	-	-	Dentro desses limites, é considerada zona neutra de movimentos das mãos
P	-	15°	-	-	-	-	Baixa ocorrência de DORTs até esse limite.
Q	-	45°	-	-	-	-	Aumento de estresse no nervo mediano.
R	-	-	15°	-	-	60°	Acima desses valores.

Legenda: FL – flexão; EX – extensão; DU - desvio ulnar; DR - desvio radial; SU – supinação; PR - pronção.

Fonte: PASCHOARELLI (2004, p.33).

APÊNDICE B

QUADRO B2 – Referências bibliográficas do quadro A1.

COD.	REFERÊNCIAS	COD.	REFERÊNCIAS
A	ARMSTRONG et al. (1982) ⁷⁹	J	HUNTING et al. (1981) ⁸⁰
B	ARMSTRONG (1986) ⁸¹	K	JUUL-KRISTENSEN et al. (1996) ⁸²
C	ARMSTRONG & CHAFFIN (1979) ⁸³	L	KAPANDJI (1982) ⁸⁴
D	COLOMBINI (1998) ⁸⁵	M	McATEMENY & CORLETT, (1993) ⁸⁶
E	GIL COURY (1995) ⁸⁷	N	PALMER et al. (1985) ⁸⁸
F	GELBERMAN et al. (1981)	O	REMPEL et al. (1994) ⁸⁹
G	GELBERMAN et al. (1984) ⁹⁰	P	REMPEL & HORIE (1994) ⁹¹
H	GENAIDY et al. (1993) ⁹²	Q	SMITH et al. (1977) ⁹³
I	HEDGE (1998) ⁹⁴	R	ZIPP et al. (1983) ⁹⁵

Fonte: PASCHOARELLI (2004, p.126-134).

⁷⁹ ARMSTRONG T.J.; FOULKE, J.A.; JOSEPH, B.S. & GOLDSTEIN, S.A. Investigation of cumulative trauma disorders in a poultry processing plant. **American Industrial Hygiene Association Journal**. 43 (02): 103-116, 1982.

⁸⁰ HUNTING, W. LAUBLI, T. & GRANDJEAN, E. Postural and visual loads at VDT workplaces I. Constrained postures. **Ergonomics**, 24 (12): 917-931, 1981.

⁸¹ ARMSTRONG, T. J. Upper-extremity posture: definitions, measurement and control. In: CORLETT, N.; WILSON, J. and MANENICA, I. (Ed.) **The ergonomics of working posture** – The proceedings of the First International Occupational Ergonomics Symposium. London: Taylor & Francis, 1986, pp:59-73.

⁸² JUUL-KRISTENSEN, B.; FALLENTIN, N. & CHRISTENSEN, H. Data on movement frequency and posture from observational techniques. In: **Advances in Occupational Ergonomics and Safety** (2 Vol.), pp. 454-457, 1996.

⁸³ ARMSTRONG, T.J. & CHAFFIN, D.B. Capal tunnel syndrome and selected personal attributes. **Journal of Occupational Medicine**. 21 (07): 481-486, 1979.

⁸⁴ KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular – membro superior**. Rio de Janeiro: Manole, 1980.

⁸⁵ COLOMBINI, D. An observational method for classifying exposure to repetitive movements of the upper limbs. **Ergonomics**, 41 (09): 1261-1289, 1998.

⁸⁶ McATAMENY, L. & CORLETT, N. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. **Applied Ergonomics**, 24 (02): 91-99, 1993.

⁸⁷ GIL COURY, H. J. C. **Trabalhando Sentado** - manual para posturas confortáveis. 2. Ed. São Carlos: EDUFSCar, 1995, 88p.

⁸⁸ PALMER, A. K., WERNER, F. W., MURPHY, D. & GLISSON, R. Functional wrist motion: a biomechanical study. **The Journal of Hand Surgery**, 10A (01): 39-46, 1985.

⁸⁹ REMPEL, D. HORIE, S. & TAL, R. Carpal Tunnel pressure changes during keying. In: **Proceedings of the Marconi Keyboard Research Conference**. San Francisco: Ergonomics Laboratory, 1994, p.1-3.

⁹⁰ GELBERMAN, R. H.; SZABO, R.M. & MORTENSON, W.W. Carpal tunnel pressures and wrist position in patients with Colle's fractures. **Journal of Trauma**, 24 (08): 747-749, 1984.

⁹¹ REMPEL, D. & HORIE, S. Effect of wrist posture during typing on carpal tunnel pressure. In: **Proceedings of the Fourth International Scientific Conference**. Milan, V. 03, C27-C28, 1994.

⁹² GENAIDY, A. M., GOU, L. ECKART, R. & TISCHBEIN, D. A Postural stress analysis system for evaluating body segments and positions in industry. **Proceedings of the Ergonomics Society Conference**. Edinburg, pp.346-351. 1993.

⁹³ SMITH, E. M.; SONSTEGARD, D. & ANDERSON, W. Carpal Tunnel syndrome: contribution of flexor tendos. **Archives Physical Medicine Rehabilitation**. 58 (___): 379-385, 1977.

⁹⁴ HEDGE, A. Design of hand-operated devices, In: STANTON, N. **Human Factors in Consumer Products**. London: Taylor & Francis, 1998, pp. 203-222.

⁹⁵ ZIPP, P.; HAIDER, E.; HALPERR, N. & ROHMERT, W. Keyboard design through physiological strain measurements. **Applied Ergonomics**, 14 (02): 117-122, 1983.

APÊNDICE C – Amplitudes Biomecânicas da Propulsão Manual

QUADRO C1 - Amplitudes biomecânicas da propulsão de cadeira de rodas

VARIÁVEIS	Sem disfunção nos membros superiores (n=32)		Com disfunção nos membros superiores (n=15)	
	Média	±DP	Média	±DP
Extensão do pulso ^(a)	36,2°	±14,9°	26,1°	±20,6°
Flexão do pulso	9,0°	±17,7°	11,4°	±16,9°
Desvio radial do pulso	5,2°	±11,8°	1,0°	±17,5°
Desvio ulnar do pulso	30,1°	±12,9°	25,9°	±19,7°
Extensão do cotovelo	152,5°	±9,4°	151,6°	±19,5°
Flexão do cotovelo	110,5°	±11,3°	113,2°	±19,4°
Flexão do ombro ^(a)	5,7°	±14,7°	-3,7°	±17,6°
Extensão do ombro	48,0°	±13,7°	45,1°	±15,7°
Adução do ombro ^{(a), (b)}	19,5°	±15,0°	9,4°	±20,3°
Abdução do ombro ^(a)	39,7°	±10,6°	30,9°	±13,2°
Extensão do tronco	105,2°	±12,5°	108,1°	±12,2°
Flexão do tronco	93,5°	±15,3	97,5°	±17,5°

Observações: (a) Diferença significativa entre os grupos pesquisados ($p \leq 0,05$); (b) Adução de ombro está em condições relativas, tal que valores menores indicam mais adução, e quanto maiores indicam grandes aduções; n=tamanho da amostra; DP=Desvio Padrão.

Fonte: FINLEY *et al.* (2004) citado por CARRIEL (2007, p.204).

QUADRO C2 – Amplitudes biomecânicas no instante de contato e liberação do aro de propulsão da cadeira de rodas

ARO	VARIÁVEIS	Sem disfunção nos membros superiores (n=32)		Com disfunção nos membros superiores (n=15)	
		Média	±DP	Média	±DP
Momento de Contato	Flexão do pulso (↑) – Extensão (↓) ^(a)	-22,6°	±18,0°	-11,4°	±19,1°
	Desvio Radial Pulso (↓) – Desvio Ulnar (↑)	10,7°	±13,5°	8,3°	±13,9°
	Flexão do Cotovelo (↓) – Extensão (↑)	125,0°	±12,0°	119,3°	±20,6°
	Flexão do Ombro (↑) – Extensão (↓)	-44,0°	±18,6°	-39,7°	±18,5°
	Adução do Ombro (↓) – Abdução (↑)	30,4°	±17,7°	24,5°	±21,4°
	Flexão do Tronco (↓) – Extensão (↑)	103,7°	±12,9°	108,6°	±12,6°
Momento de Liberação	Flexão do pulso (↑) – Extensão (↓) ^(a)	-1,1°	±19,3°	-4,8°	±20,6°
	Desvio Radial Pulso (↓) – Desvio Ulnar (↑)	17,5°	±18,5°	18,9°	±22,6°
	Flexão do Cotovelo (↓) – Extensão (↑)	135,2°	±15,2°	133,2°	±34,2°
	Flexão do Ombro (↑) – Extensão (↓)	-7,8°	±18,7°	-9,3°	±34,1°
	Adução do Ombro (↓) – Abdução (↑)	29,2°	±9,5°	19,1°	±17,0°
	Flexão do Tronco (↓) – Extensão (↑)	96,4°	±15,3°	100,3°	±17,3°

Observação: (a) Diferença significativa entre os grupos pesquisados ($p \leq 0,05$);

Fonte: FINLEY *et al.* (2004) citado por CARRIEL (2007, p.205).

APÊNDICE D – Dimensões para Cadeiras de Rodas

QUADRO D1 – Dimensões normalizadas para cadeiras de rodas

COTA	DESCRIÇÃO	DIMENSÕES	
		DE	ATÉ
A	Altura dos Pegadores	92,5	-
B	Comprimento dos Pegadores	-	25,0
C	Altura dos Apoios de Braço	71,0	72,5
D	Altura do Assento	49,0	53,0
E	Largura do Assento	40,0	46,0
F	Profundidade do Assento	42,0	45,0
G	Largura Total	60,0	70,0
H	Comprimento Total	95,0	11,5
I	Comprimento do Apoio de Pés	30,0	40,0
J	Altura do Apoio de Pés	0,7	-
K	Largura da Roda	1,5	-
L	Largura da Cadeira Dobrada	33,0	-

Observações: As cadeiras de rodas de propulsão manual pesam entre 12 kg a 20 kg. Dimensões convertidas para centímetros (cm);

Fonte: ABNT NBR 9050:2004, p.6.

APÊNDICE D

QUADRO D2 – Dimensões para cadeira de rodas

COTA	DESCRIÇÃO	DIMENSÃO	ILUSTRAÇÃO
A	Altura dos Pegadores	91,5	
B	Altura dos Apoios de Braço	76,0	
C	Altura do Colo	68,5	
D	Altura do Assento	48,5	
E	Altura dos Dedos dos Pés	20,5	
F	Nível dos Olhos	109,0 - 129,5	
G	Largura Total	66,0	
H	Comprimento Total	106,5	
I	Altura dos Apoio de Pés	45,5	

Observações: Especificações da *American with Disabilities Act (ADA)*; Dimensões em centímetros (cm); G=Distância entre os aros de propulsão da cadeira de rodas.

Fonte: TILLEY (2005) citado por CARRIEL (2007, p.78)

APÊNDICE E – Catálogo Iconográfico de Cadeiras de Rodas

QUADRO E1 – Fabricante 1 | Ortopedia Jaguaribe Ind. e Comércio Ltda.

001 Free	002 Funcional Adulto	003 Ágile 2009	004 Ágile 2011
005 Ágile	006 Ágile Fat	007 Ágile Reclinável	008 Fit
009 Fit Reclinável	010 Hemiplégico	011 Light	012 1009
013 1010	014 1012	015 1016	016 1017 Plus
017 Big	018 Cantu	019 Cantu Epoxy	020 Poty
021 KR Plus	022 Esportiva Sky		

APÊNDICE E

QUADRO E2 – Fabricante 2 | Ortoprás Ind. e Comércio de Ortopédia Ltda.

023 Aktiva Ultra Lite X	024 AVD Alumínio	025 AVD Alum. Hemiplégica	026 AVD Alum. Reclinável
027 Gazela Ultra Lite	028 K1	029 K3	030 M3
031 Star Lite	032 ULX	033 ULX Reclinável	

QUADRO E3 – Fabricante 3 | Freedom Veículos Elétricos Ltda.

034 Freedom Clean	035 Freedom Life	036 Freedom Plus	037 Freedom Reclin
038 Free. Lumina LG	039 Free. Lumina LM		

APÊNDICE E

QUADRO E4 – Fabricante 4 | CDS Cadeiras de Rodas

040 H10	041 CDS 101/102	042 101 Semi Obesa	043 Roda Invertida
044 CDS 505	045 CDS 301 P	046 M2000	047 Sol Plus
048 Confort			

QUADRO E5 – Fabricante 5 | Ortomix Ind. e Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda.

049 Dinâmica Sport New	050 Din.Sport New Ajust.	051 Elite	052 Dinâmica Sport
053 Dinâmica Sport X	054 Dinâmica Sport Lite	055 Dinâmica Plus	056 Din. M Adulto Alumínio

APÊNDICE E

QUADRO E6 – Fabricante 5 | Ortomix Ind. e Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda.

057 Din. M Adulto Aço	058 Dinâmica Lite	059 Dinâmica Lite 60°	060 Dinâmica Lite 90°
061 Dinâmica Lite Std.	062 Dinâmica Lite 60° Std.	063 Dinâmica Standard XD	064 Dinâmica Plus Lite
065 Dinâmica Lite Std. XD	066 Dinâmica Lite 90° TE	067 Dinâmica Plus PE	068 Std. Econômica Plus
069 Std. Econ. Plus XD	070 Std. Econômica Lite	071 Std. Econ. Plus 60°	072 Std. Econ. Lite 60°
073 Std. Econ. Master Ad.	074 Std. Econômica Adulto	075 Std. Care Lite Econ.	076 Std. Reclin. Lite Econ.
077 Std. Plus Duplo X	078 Std. Care Lite	079 Standard Care	080 Std. Reclinável Lite

APÊNDICE E

QUADRO E7 – Fabricante 5 | Ortomix Ind. e Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda.

081 Super Standard	082 Standard	083 Standard Plus	084 Super
085 Standard XD	086 Standard Plus Lite 60°	087 Standard Lite	088 Std. Care Plus XD
089 SW Up	090 SW Estilo	091 SW Sport	092 SW Ventura
093 SW Lite	094 City DX	095 City	096 Ecomix
097 Reclin Lite	098 Prattice	099 Std. Care Hospitalar	100 Standard Hospitalar
101 Std. Reclinável Plus			

APÊNDICE F – Ficha de Especificações Técnicas da Cadeira de Rodas

1. Dados Gerais da Cadeira de Rodas

1.1 Fabricante:			
1.2 Linha/Catálogo	1.3 Modelo	1.4 Núm. de Controle para a Pesquisa Fabr. Num.	
1.5 Uso: ( ) AVD ( ) Hospitalar ( ) Outro Especifique:		1.6 Público Alvo: ( ) Jovem ( ) Adulto ( ) Idoso Especificações:	

2. Dados Técnicos da Cadeira de Rodas

2.1 Dimensão (mm) Largura Comprimento Altura			2.2 Pontos de contato com o solo ( ) 3 ( ) 4		2.3 Cambagem (°)	2.4 Peso (kg)	2.5 Capacidade (kg)
2.6 Sist. de Propulsão ( ) Dianteiro ( ) Traseiro ( ) Aro ( ) Alavanca		2.7 Característica Morfológica do Objeto:			2.8 Rodas de Propulsão (Raios):		

3. Características do Produto

3.1 Estrutura					
Material:		( ) Alumínio ( ) Aço carbono ( ) Outro		Especifique:	
Monobloco:		( ) Rígido ( ) Dobrável em "X" ( ) Outro		Especifique:	
Acabamento:		( ) Pintura eletrostática ( ) Cromado ( ) Outro		Especifique:	
Possui ajustes:		( ) Sim ( ) Não		Especifique:	
3.2 Rodas Traseiras			3.3 Rodas Dianteiras		
Diâmetro:		( ) Alumínio ( ) Aço carbono ( ) Outro		Diâmetro:	
Material:		( ) Alumínio ( ) Aço carbono ( ) Outro		Material:	
Especifique:		Especifique:		Especifique:	
Pneu		( ) Maciço ( ) Com câmara ( ) Sem câmara		Pneu	
( ) Maciço ( ) Com câmara ( ) Sem câmara		( ) Maciço ( ) Com câmara ( ) Sem câmara		( ) Maciço ( ) Com câmara ( ) Sem câmara	
3.6 Assento			3.7 Encosto		
Largura:		Largura:		Largura:	
Profundidade:		Profundidade:		Profundidade:	
Material:		Material:		Material:	
Possui Ajustes:		( ) Sim ( ) Não		Possui Ajustes:	
Especifique:		Especifique:		Especifique:	
Outras características:			Outras características:		
3.8 Outros Dispositivos					
Freios: ( ) Monolateral ( ) Bilateral		Acionamento do freio: ( ) Mãos ( ) Pés		Obs.:	
Apoiador de Braços: ( ) Sim ( ) Não		São escamoteáveis: ( ) Sim ( ) Não		Possui Ajustes: ( ) Sim ( ) Não	
Material:		São removíveis: ( ) Sim ( ) Não		Especifique:	
Pedal: ( ) Sim ( ) Não		São escamoteáveis: ( ) Sim ( ) Não		Possui Ajustes: ( ) Sim ( ) Não	
Material:		São removíveis: ( ) Sim ( ) Não		Especifique:	
Apoiador de Panturrilha:		( ) Sim ( ) Não		Material:	
Apoiador de Cabeça/pescoço:		( ) Sim ( ) Não		Material:	
Outras especificações:					

APÊNDICE G – Heurística para Classificação das Cadeiras de Rodas

QUADRO G1 – Questionário para classificação das cadeiras de rodas

SISTEMAS		PERGUNTAS
Propulsão	Aro de Propulsão	1. Aro de propulsão da cadeira de rodas está próximo da linha dos ombros?
		2. A pega do aro de propulsão é anatômica ou possibilita manobras com uma mão?
		3. O material do aro de propulsão possui peso específico menor que o do aço carbono?
Deslocamento	Rodas	4. Os aros e raios da roda são fundidos em uma única peça (jantes)?
		5. O material das rodas possui peso específico menor que o do aço carbono?
		6. A cadeira de rodas possui cambagem maior que 0°?
	Rodízios	7. O material dos rodízios possui peso específico menor que o do aço carbono?
		8. O diâmetro dos rodízios é maior que quatro polegadas?
Suporte para o Corpo	Freios	9. Os freios da cadeira de rodas são bilaterais?
	Assento	10. O assento da cadeira de rodas é rígido e estofado?
	Encosto	11. A altura do encosto da cadeira de rodas fica próximo da altura dos ombros do usuário?
	Apoio para a cabeça e/ou pescoço	12. A cadeira de rodas possui apoio para a cabeça e pescoço (regulável)?
	Apoio para os braços	13. Os apoios para os braços são escamoteáveis e/ou removíveis?
		14. Os apoios para os braços são anatômicos (estofados e/ou borracha)?
		15. Os apoios para os braços possuem regulagem de altura?
	Apoio para as pernas	16. A cadeira de rodas possui apoio para as pernas ou cinta para panturrilha?
	Apoio para os pés	17. Os apoios para os pés são escamoteáveis e/ou removíveis?
		18. Os apoios para os pés possuem regulagens de altura?
Estrutural e Morfológico	Quadro	19. O quadro da cadeira de rodas é fixo (monobloco)?
		20. O material do quadro possui peso específico inferior ao do aço carbono?
		21. A capacidade máxima da cadeira de rodas é de 100 kg ou mais?
	Acessórios e outros elementos construtivos da cadeira de rodas	22. A cadeira de rodas possui almofada de mais de 4 cm de altura para o assento?
		23. A cadeira de rodas possui protetor de raios (calotas)?
		24. A cadeira de rodas possui dispositivo antitombo?
		25. A cadeira de rodas possui sistema “quick release” nas rodas (traseiras ou dianteiras)?
		26. A cadeira de rodas possui regulagem do centro de gravidade?
		27. A cadeira de rodas possui mais de três elementos anatômicos?
		28. A cadeira de rodas possui mais de uma opção para as dimensões (largura do assento)?
		29. A cadeira de rodas possui protetores de proteção laterais para roupa?
		30. Há mais de três opções de cores para a cadeira de rodas?

QUADRO I1 - Classificação dos modelos de cadeiras de rodas do fabricante Jaguaribe

Fabricante / Modelo	Sistemas que compõem a Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual																														ST1	ST2	Situação	Justificativa			
	Propulsão			S1	Deslocamento						S2	Suporte para o Corpo								S3	Estrutural e Morfológico														S4		
	A	B	C		D	E	F	G	H	I		J	K	L	M	N	O	P	Q		R	S	T	U	V	X	Y	Z	AA	AB	AC	AD	AE				
JAGUARIBE	1	Ágil Reclinável	1	0	ni	1	0	0	ni	ni	1	ni	1	0	1	1	0	1	6	0	1	1	1	1	ni	1	ni	1	1	1	ni	8	16	13	Classificada		
	2	Funcional Adulto	1	0	ni	1	0	0	ni	ni	1	1	2	0	1	1	1	0	0	5	0	1	1	1	1	ni	1	1	1	1	1	ni	9	17	12	Classificada	
	4	KR Plus	1	0	ni	1	1	1	ni	ni	1	ni	3	0	1	1	0	0	1	5	0	0	1	1	0	ni	ni	ni	1	ni	1	0	4	13	12		
	3	Fit	1	0	ni	1	1	1	ni	ni	1	ni	3	0	1	1	1	0	0	4	0	1	0	1	0	ni	1	ni	1	1	1	ni	6	14	11		
	5	Ágil 2009	1	0	ni	1	0	0	ni	ni	1	1	2	0	1	1	0	0	0	4	0	1	1	1	1	ni	1	1	1	1	1	ni	9	16	11		
	6	Ágil	1	0	ni	1	1	1	ni	ni	1	ni	3	0	1	1	0	0	0	3	0	1	1	1	1	ni	1	ni	0	1	1	ni	7	14	11		
	7	1016	1	0	1	2	1	1	ni	ni	1	ni	3	0	1	1	1	0	1	6	0	0	1	0	0	ni	ni	ni	0	1	1	0	3	14	11		
	8	Ágil Fat	1	0	ni	1	0	0	ni	ni	1	ni	1	0	1	1	1	0	0	4	0	1	1	1	1	ni	1	ni	1	0	1	ni	7	13	11		
	9	Hemiplégico	1	1	ni	2	0	0	ni	ni	1	ni	1	0	1	1	1	0	0	4	0	1	1	1	0	ni	ni	1	1	ni	1	ni	6	13	11		
	10	Fit Reclinável	1	0	ni	1	1	1	ni	ni	1	ni	3	0	1	0	0	0	1	5	0	1	0	0	0	ni	1	ni	0	1	1	ni	4	13	10		
	11	Light	1	0	ni	1	1	1	ni	ni	1	ni	3	0	1	1	1	0	0	3	0	1	0	1	0	ni	1	ni	1	1	1	ni	6	13	10		
	13	Big	1	0	ni	1	0	0	ni	ni	1	ni	1	0	1	1	1	0	0	5	0	0	1	1	0	ni	ni	ni	1	ni	1	0	4	11	10		
	12	Ágil 2011	1	0	ni	1	0	0	ni	ni	1	ni	1	0	1	1	0	0	0	3	0	1	0	1	1	ni	1	1	1	1	1	ni	8	13	9		
	14	1017 Plus	1	0	ni	1	1	1	ni	ni	1	ni	3	0	1	1	1	0	1	5	0	0	0	1	0	ni	ni	ni	0	ni	0	0	1	10	9		
	15	Free	1	0	ni	1	1	1	ni	ni	1	ni	3	0	1	1	0	0	0	3	0	1	0	0	0	ni	ni	ni	1	0	0	1	3	10	8		
18	Cantu	1	0	ni	1	1	1	ni	ni	1	ni	3	0	1	1	1	0	0	3	0	0	1	0	0	ni	ni	ni	0	0	1	0	2	9	8			
16	Esportiva Sky	1	0	ni	1	0	0	ni	ni	ni	ni	0	1	0	0	0	0	0	2	1	1	0	1	0	ni	1	0	0	1	1	ni	6	9	7			
17	1012	1	0	ni	1	1	1	ni	ni	1	ni	3	0	1	1	0	0	1	4	0	0	0	0	0	ni	ni	ni	0	1	0	ni	1	9	7			
19	Poty	1	0	ni	1	0	0	ni	ni	1	ni	1	0	1	1	0	0	0	3	0	0	1	1	0	ni	ni	ni	0	ni	1	0	3	8	7			
20	Cantu Epoxy	1	0	ni	1	1	1	ni	ni	1	ni	3	0	1	1	0	0	1	3	0	0	0	0	0	ni	ni	ni	0	0	0	0	0	7	6			
21	1009	1	0	ni	1	1	1	1	ni	1	0	4	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	ni	0	ni	0	0	0	0	0	6	4			
22	1010	0	0	ni	0	1	1	1	ni	ni	0	3	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	ni	ni	ni	0	0	0	ni	0	4	3			

QUADRO I2 - Classificação dos modelos de cadeiras de rodas do fabricante OrtoBrás

Fabricante / Modelo		Sistemas que compõem a Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual																											ST1	ST2	Situação	Justificativa								
		Propulsão			Deslocamento							Suporte para o Corpo								Estrutural e Morfológico																				
		A	B	C	S1	D	E	F	G	H	I	S2	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S3	S	T	U	V	X	Y					Z	AA	AB	AC	AD	AE	S4	
ORTOBRÁS	1 M3	1	0	1	2	0	0	1	1	1	1	4	1	1	1	1	1	1	0	1	0	7	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	11	24	22	Classificada		
	2 Gazela Ultra Lite	1	0	1	2	0	0	1	1	1	ni	3	1	1	1	0	0	1	1	1	1	7	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	11	23	22	Classificada		
	3 ULX Reclinável	1	0	1	2	1	1	1	1	1	ni	5	0	1	1	0	0	1	1	1	1	6	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10	23	22			
	4 AVD Alumínio Hemiplégica	1	1	1	3	0	0	1	1	1	ni	3	0	1	1	0	0	1	1	1	1	6	0	1	1	1	1	1	1	ni	1	1	1	1	ni	9	21	21		
	5 Aktiva Ultra Lite X	1	0	1	2	1	1	1	1	1	ni	5	0	1	1	1	0	0	1	1	0	5	0	1	1	1	1	1	1	ni	1	1	1	1	ni	9	21	21		
	6 AVD Alumínio Reclinavel	1	0	1	2	1	1	1	1	1	ni	5	0	1	1	0	0	1	1	1	1	6	0	1	1	1	0	1	1	ni	1	1	1	1	ni	8	21	21		
	7 ULX	1	0	1	2	1	1	1	1	1	1	6	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10	22	20			
	8 AVD Alumínio	1	0	1	2	0	0	1	1	1	1	ni	3	0	1	1	0	0	1	1	1	6	0	1	1	1	1	1	1	ni	1	1	1	1	ni	9	20	20		
	9 K3	1	0	1	2	0	0	1	1	1	1	4	0	1	1	0	1	0	1	1	0	5	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10	21	19		
	10 Star Lite	1	0	1	2	0	0	1	1	1	1	4	1	1	0	0	1	1	0	1	0	5	1	1	1	1	0	1	1	ni	1	1	1	1	ni	9	20	19		
	11 K1	1	0	1	2	0	0	1	1	1	1	4	0	1	1	0	0	1	0	1	0	4	0	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	ni	9	19	17		

QUADRO I3 - Classificação dos modelos de cadeiras de rodas do fabricante Freedom

Fabricante / Modelo			Sistemas que compõem a Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual																											ST1	ST2	Situação	Justificativa						
			Propulsão			Deslocamento							Suporte para o Corpo								Estrutural e Morfológico																		
			A	B	C	S1	D	E	F	G	H	I	S2	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S3	S	T	U	V	X	Y	Z	AA	AB	AC	AD	AE	S4			
FREEDOM	1	Freedom Lumina LG	1	0	1	2	0	1	1	1	1	1	5	0	1	0	1	1	1	1	1	1	7	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	11	25	25	Classificada	
	2	Freedom Clean	1	0	1	2	0	1	1	1	1	1	5	0	1	1	1	1	1	1	1	1	8	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	1	10	25	25	Classificada	
	3	Freedom Lumina LM	1	0	1	2	0	1	1	1	1	1	5	0	1	0	1	1	0	0	1	1	5	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	11	23	23		
	4	Freedom Reclin	1	0	0	1	0	1	1	1	1	1	5	0	1	0	1	1	1	1	1	1	7	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10	23	23		
	5	Freedom Life	1	0	0	1	0	0	1	1	1	1	4	1	1	0	1	1	1	0	1	0	6	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	11	22	22		
	6	Freedom Plus	1	0	0	1	0	1	1	1	1	1	5	0	1	0	1	1	1	0	1	0	5	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	11	22	22		

QUADRO I4 - Classificação dos modelos de cadeiras de rodas do fabricante CDS

Fabricante / Modelo		Sistemas que compõem a Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual																												ST1	ST2	Situação	Justificativa						
		Propulsão			Deslocamento							Suporte para o Corpo								Estrutural e Morfológico																			
		A	B	C	S1	D	E	F	G	H	I	S2	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S3	S	T	U	V	X	Y	Z	AA	AB	AC	AD	AE	S4				
CDS	1 Sol Plus	1	0	0	1	0	1	ni	1	1	ni	3	0	1	1	1	1	0	1	1	0	6	0	1	0	1	1	0	1	ni	1	1	1	1	8	18	18	Classificada	
	2 Confort	1	0	0	1	0	1	ni	1	1	ni	3	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	1	0	1	1	0	1	ni	1	1	1	1	8	17	17	Classificada	
	3 H10	1	0	1	2	0	1	ni	1	1	ni	3	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	0	1	0	0	0	ni	1	1	1	1	5	15	15		
	4 CDS 505	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	0	0	0	1	1	1	0	4	0	0	1	0	1	0	1	ni	1	0	1	0	5	12	12		
	5 CDS 301 P	1	0	0	1	0	1	ni	1	1	ni	3	0	1	0	1	1	1	1	1	0	6	0	0	0	0	0	0	0	ni	0	0	0	0	0	10	10		
	6 CDS 101/102	1	0	0	1	0	1	ni	1	1	ni	3	0	1	0	0	0	0	1	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	ni	0	0	0	1	1	7	7		
	7 101 Semi Obesa	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	0	0	0	0	1	0	0	2	0	0	1	0	0	0	0	ni	0	0	0	0	1	6	6		
	8 M2000	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	0	1	0	0	3	0	0	0	0	0	0	0	ni	0	0	0	0	0	6	6		
	9 Roda Invertida	0	0	0	0	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	0	0	0	0	1	0	0	2	0	0	0	1	0	0	0	ni	0	0	0	0	1	5	5		

QUADRO I5 - Classificação dos modelos de cadeiras de rodas do fabricante Ortomix

Fabricante / Modelo		Sistemas que compõem a Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual																											ST1	ST2	Situação	Justificativa							
		Propulsão			S1	Deslocamento					S2	Suporte para o Corpo									S3	Estrutural e Morfológico												S4					
		A	B	C		D	E	F	G	H		I	J	K	L	M	N	O	P	Q		R	S	T	U	V	X	Y	Z	AA	AB	AC	AD		AE				
ORTOMIX	1 Dinâmica Lite 90° TE	1	1	1	3	0	1	ni	1	1	ni	3	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	1	ni	1	1	0	1	1	1	1	9	20	17	Classificada			
	2 Dinâmica Plus	1	0	ni	1	0	1	ni	1	1	ni	3	1	1	1	0	0	1	1	1	0	6	0	1	ni	1	1	0	ni	1	1	1	1	8	18	17	Classificada		
	3 Dinâmica New Ajustável	1	0	ni	1	1	1	1	1	1	1	6	1	1	0	0	0	1	1	1	0	5	1	1	ni	1	0	0	ni	1	1	1	1	1	8	20	17		
	4 Elite	1	0	ni	1	1	1	1	1	1	1	6	1	1	0	0	0	1	1	1	0	5	1	1	ni	1	0	0	ni	1	1	1	1	1	8	20	17		
	5 Dinâmica Sport New	1	0	ni	1	1	1	1	1	1	1	6	1	1	0	0	0	1	1	1	0	5	1	1	ni	1	0	0	ni	ni	1	1	1	1	7	19	17		
	6 Dinâmica Plus PE	1	0	1	2	0	1	ni	1	1	ni	3	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	1	ni	1	1	0	1	1	1	1	1	1	9	19	16		
	7 Dinâmica M Adulto Alumínio	1	0	1	2	0	1	ni	1	1	ni	3	1	1	1	0	0	0	0	0	1	0	4	1	1	ni	1	1	0	ni	1	1	1	1	9	18	16		
	8 Dinâmica Sport	1	0	1	2	1	1	1	1	1	0	5	1	0	0	0	0	1	0	1	0	3	1	1	ni	1	1	0	1	ni	1	1	1	1	9	19	16		
	9 SW Sport	1	0	ni	1	1	1	ni	1	1	ni	4	1	1	0	0	0	1	0	1	0	4	1	1	ni	1	0	0	1	ni	1	1	1	1	8	17	16		
	10 SW Estilo	1	1	ni	2	1	1	ni	1	1	ni	4	1	1	0	0	0	0	0	1	0	3	1	1	ni	1	0	0	1	ni	1	1	1	1	8	17	16		
	11 Reclin Lite	1	0	ni	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	1	6	0	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	9	18	15			
	12 SW Up	1	0	ni	1	1	1	ni	1	1	ni	4	1	1	0	0	0	0	0	1	0	3	1	1	1	1	0	0	1	ni	1	1	1	1	9	17	15		
	13 Standard Reclinavel Plus	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	1	6	0	1	1	1	0	0	0	1	1	1	1	1	8	17	15		
	14 Dinâmica Sport Lite	1	0	ni	1	0	0	ni	1	1	1	3	1	1	0	0	0	1	0	1	0	4	1	1	ni	1	1	0	ni	0	1	1	1	1	8	16	15		
	15 Dinâmica M Adulto Aço	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	1	1	1	0	1	1	0	1	0	6	1	0	ni	1	0	0	ni	1	1	1	1	1	7	16	15		
	16 Standard Hospitalar	1	0	0	1	0	1	ni	1	1	ni	3	1	1	1	0	0	1	1	1	0	6	1	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0	1	6	16	15		
	17 City DX	1	0	ni	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	10	17	14		
	18 Dinâmica Lite 90°	1	0	1	2	0	1	1	1	1	ni	4	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	1	ni	1	0	0	1	1	1	1	1	1	8	18	14		
	19 Dinâmica Lite Standard	1	0	1	2	0	1	1	1	1	ni	4	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	1	ni	1	0	0	1	1	1	1	1	1	8	18	14		
	20 Dinâmica Lite Standard XD	1	0	1	2	0	1	ni	1	1	ni	3	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	1	ni	1	0	0	1	1	1	1	1	1	8	17	14		
	21 Dinâmica Lite 60° Standard	1	0	0	1	0	1	ni	1	1	ni	3	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	1	ni	1	0	0	1	1	1	1	1	1	8	16	14		
	22 SW Lite	1	0	ni	1	0	0	ni	1	1	ni	2	1	1	1	0	0	0	0	1	0	4	1	1	ni	1	0	0	1	ni	1	1	1	1	8	15	14		
	23 Standard Plus Duplo X	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	8	16	13		
	24 Standard Care	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	8	16	13		
	25 Standard Care Plus XD	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	8	16	13		
	26 Dinâmica Standard XD	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	1	ni	1	0	0	1	1	1	1	1	1	8	15	13		
	27 City	1	0	ni	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	1	0	1	0	0	1	1	1	1	1	1	8	15	13		
	28 SW Ventura	1	0	ni	1	0	0	ni	1	1	ni	2	1	1	0	0	0	0	0	1	0	3	1	1	ni	1	0	0	1	ni	1	1	1	1	8	14	13		
	29 Standard Plus	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	1	0	0	1	0	1	1	1	1	7	15	13		
	30 Dinâmica Lite 60°	1	0	1	2	0	1	1	1	1	ni	4	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	0	ni	1	0	0	1	1	1	1	1	1	7	17	13		
	31 Dinâmica Plus Lite	1	0	0	1	0	1	ni	1	1	ni	3	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	0	ni	1	0	0	1	1	1	1	1	1	7	15	13		
	32 Pratiche	1	0	ni	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	1	0	1	0	0	1	ni	1	1	1	1	7	14	13		
	33 Standard Reclinável Lite	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	1	6	0	0	1	0	0	0	0	1	1	1	1	1	6	15	13		
	34 Standard Econômica Plus XD	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	1	0	0	0	0	1	1	1	1	6	14	13		
	35 Standard Econômica Plus 60°	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	1	0	0	ni	0	1	1	1	1	6	14	13		
	36 Standard Lite	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	ni	1	0	0	1	0	1	1	1	1	6	14	13		
	37 Dinâmica Sport X	1	0	1	2	0	1	1	1	1	0	4	0	1	0	0	0	1	0	1	0	3	0	1	ni	1	0	0	ni	0	1	1	1	1	6	15	13		
	38 Standard Reclinavel Lite Econô	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	1	6	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1	5	14	13		
	39 Super	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	0	1	0	4	0	0	1	1	0	0	1	0	1	1	1	1	7	14	12		
	40 Standard Plus Lite 60°	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	0	0	1	0	0	1	0	1	1	1	1	6	13	12		

QUADRO I5 (Continuação) - Classificação dos modelos de cadeiras de rodas do fabricante Ortomix

ORTOMIX	41	Ecomix	1	0	ni	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	0	1	0	0	3	0	1	0	1	0	0	ni	ni	1	1	1	1	6	12	12		
	42	Standard Econômica Plus	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1	5	13	12		
	43	Standard Care Lite	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1	5	13	12		
	44	Super Standard	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1	5	13	12		
	45	Standard	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1	5	13	12		
	46	Standard Care Hospitalar	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1	5	13	12		
	47	Dinâmica Lite	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	0	1	1	0	4	0	0	ni	1	0	0	ni	ni	1	1	1	1	5	12	12		
	48	Standard Econômica Master Ad	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	0	1	0	4	0	0	0	1	0	0	ni	0	1	1	1	1	5	12	12		
	49	Standar Econômica Lite 60°	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	0	0	0	0	ni	0	1	1	1	1	4	12	12		
	50	Standard Econômica Adulto	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	0	1	0	4	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	1	1	5	12	11		
	51	Standard Care Life Econômica	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	0	1	4	12	11		
	52	Standard Econômica Lite	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	1	1	1	0	5	0	0	0	0	0	0	ni	0	1	1	0	1	3	11	11		
	53	Standard XD	1	0	0	1	0	0	ni	1	1	ni	2	0	1	1	0	0	0	1	0	0	3	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1	1	5	11	10		

APÊNDICE K – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

I. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO PARTICIPANTE DA PESQUISA

1. DADOS DO INDIVÍDUO

Nome Completo:		
Gênero: ( ) M ( ) F	Data de Nascimento:	Documento de Identificação:
Telefone:	Celular:	
Endereço (Rua, Avenida, Praça, etc.):		Número:
Bairro:	CEP:	Cidade:
E-mail:		

2. DADOS DO RESPONSÁVEL LEGAL

Nome Completo:		
Natureza (Grau de parentesco, tutor, curador, etc.)		
Gênero: ( ) M ( ) F	Data de Nascimento:	Documento de Identificação:
Telefone:	Celular:	
Endereço (Rua, Avenida, Praça, etc.):		Número:
Bairro:	CEP:	Cidade:
E-mail:		

II – DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Título do Projeto de Pesquisa Recomendações tecnológicas de projeto para o desenvolvimento de uma cadeira de rodas de propulsão manual: uma proposta para ampliar o grau de mobilidade dos cadeirantes a partir do design.		
2. Pesquisador Responsável Prof. Dr. Alessandro Ventura		
3. Cargo/Função: Professor Associado (Livre Docente) da Faculdade de Arquitetura e Urbanismo da USP.		
4. Avaliação do Risco da Pesquisa: ☒ Risco Mínimo ☐ Risco Baixo ☐ Risco Médio ☐ Risco Maior <i>(Probabilidade que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)</i>		
5. Duração da Pesquisa: 4 anos	6. Tipo Doutorado	
7. Aluno do Programa de Pós-graduação da FAUUSP: Ivan Ricardo Rodrigues Carriel		8. Num. USP: 6276548

ANEXO K

III – EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

- a. O propósito dessa pesquisa é fazer um levantamento de recomendações de projeto para o desenvolvimento de cadeira de rodas de propulsão manual. A participação no estudo irá envolver o uso de cadeira de rodas de propulsão manual e as articulações dos membros superiores (ombro, cotovelo, punho e mão) serão marcadas com um ponto (bolinha de isopor).
- b. Eu deverei seguir todas as instruções dadas pelo pesquisador; Antes de iniciar o teste irei responder com cuidado e atenção os protocolos de anamnese, os quais determinarão se as minhas condições físicas estão apropriadas para realização dos testes.
- c. A pesquisa não oferece riscos e desconfortos previstos, e sua conclusão irá beneficiar a população com deficiência física ou com mobilidade reduzida no sentido de fornecer informações necessárias, fidedignas e confiáveis para o projeto de cadeira de rodas de propulsão manual.

IV – ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

- a. Os resultados desse estudo podem ser publicados, mas meu nome não será revelado.
- b. O pesquisador Ivan Ricardo Rodrigues Carriel vai somente anotar as iniciais do meu nome e somente ele terá acesso às informações confidenciais.
- c. Não haverá qualquer recompensa pela minha participação.
- d. Meu consentimento poderá ser retirado e a minha participação interrompida a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízos
- e. Haverá disponibilidade de assistência no HU ou HCFMUSP, por eventuais danos a saúde, decorrentes da pesquisa.

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

- 1. Pesquisador Responsável (Professor Orientador):**
Dr. Alessandro Ventura – E-mail: aventura@usp.br. FAUUSP, Telefone: (11) 3017-3150 - Rua Maranhão, 88 – CEP: 01240.000 - São Paulo – SP.
- 2. Pesquisador Responsável (Aluno):**
Ivan Ricardo Rodrigues Carriel - E-mail: ivancarriel@usp.br. Telefone: (11) 3017-3150. FAUUSP- Rua Maranhão, 88 – CEP: 01240.000 - São Paulo - SP.
- 3. Professor Responsável pelo Lacom da EEFUSP**
Dr. Jorge Alberto de Oliveira – E-mail: jadolive@usp.br. EEFUSP – LACOM – Telefone: (11) 3091-2119 - Av. Prof. Mello de Moraes, 65 - Cidade Universitária. CEP: 05508-030 - São Paulo – SP.
- 4. Professor Responsável pelo Laboratório de Vídeo e Estudos Ergonômicos da Faal:**
Me. Tomas Guner Sniker - E-mail: tsninker@yahoo.com.br. FAAL Telefone: (19) 3444-3240 - Av. Engº Antônio Eugênio Lucatto, 2515 - Vila Camargo. CEP: 13486-083 - Limeira, SP.
- 5. Professora Responsável pela Sala do Teste na Escola Técnica Sales Gomes de Tatuí:**
Diretora Beatriz Amaro Soares - E-mail: dir.sallesgomes@centropaulasouza.sp.gov.br. Etec Salles Gomes Telefone: (15) 3251-4242 – Praça Adelaide B. Guedes, 01 - Centro. CEP: 18270-020 - Tatuí, SP.

ANEXO K

VI – OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES

O pesquisador explicou ao participante a natureza e o propósito, os potenciais benefícios e os possíveis riscos associados à participação neste estudo de pesquisa e respondeu a todas as perguntas feitas. Será fornecida ao participante uma cópia deste documento de consentimento assinado.

VII – CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

DECLARO QUE, APÓS CONVENIENTEMENTE ESCLARECIDO PELO PESQUISADOR E TER ENTENDIDO O QUE ME FOI EXPLICADO, CONSINTO EM PARTICIPAR COMO VOLUNTÁRIO DO PRESENTE PROJETO DE PESQUISA.

São Paulo, ____/____/ 2013.

Assinatura do Voluntário

Ivan Ricardo R. Carriel (Pesquisador)
ivancarriel@usp.br – FAUUSP

Responsável pelo Laboratório

Prof. Dr. Alessandro Ventura (Orientador)
aventura@usp.br - FAUUSP

APÊNDICE L – Escala Analógica de Dor

Nome do Sujeito (Iniciais): ( ) M ( ) F	Data:	Grupo: ( ) G1( ) G2

Observe com atenção cada parte do seu corpo e perceba se você possui DOR neste momento. Em seguida, assinale à caneta com apenas um traço a linha do quadro abaixo. Lembre-se: faça essa avaliação com rigor!

ASSINALE NA ESCALA ABAIXO O TAMANHO DA DOR QUE VOCÊ ESTÁ SENTINDO NESTE MOMENTO:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	

Pontos:	Data/Rubrica:	O participante está APTO a prosseguir com os testes: ( ) SIM( ) NÃO

PROCEDIMENTOS:

- Orientar o sujeito a marcar apenas um ponto na escala, informando que o valor zero é sem dor e o valor 10 é a pior dor possível;
- Anotar o valor medido e marcar a quadricula informando se o sujeito está APTO ou não para prosseguir nos testes.

LEGENDA:

- Sem dor
- Pior dor possível

ESCALA:

0	Sem dor (Apto)
1-3	Leve (Apto)
3-6	Moderada (Restrição)
6-9	Intensa
10	Pior dor possível

Fonte: Sociedade Brasileira do Estudo de Dor (SBED)

APÊNDICE M – Índice de Incapacidade de Oswestry

Nome do Sujeito (Iniciais):	Data:	Grupo: ( ) G1 ( ) G2

1. Intensidade da dor	6. De pé
( ) Sem dor no momento	( ) Posso ficar de pé pelo tempo que quiser sem dor extra
( ) A dor é leve nesse momento	( ) Posso ficar de pé pelo tempo que quiser, mas sinto um pouco de dor
( ) A dor é moderada nesse momento	( ) A dor me impede de ficar de pé por mais de 1 hora
( ) A dor é mais ou menos intensa neste momento	( ) A dor me impede de ficar de pé por mais de 2 horas
( ) A dor é muito forte nesse momento	( ) A dor me impede de ficar de pé por mais de 10 min.
( ) A dor é a pior imaginável nesse momento	( ) A dor me impede de ficar de pé
2. Cuidados Pessoais (lavar-se, vestir-se, etc.)	7. Sono
( ) Eu posso cuidar de mim sem provocar dor extra	( ) Meu sono não é perturbado por dor
( ) Posso me cuidar mas me causa dor	( ) Algumas vezes meu sono é perturbado por dor
( ) É doloroso me cuidar e sou lento e cuidadoso	( ) Por causa da dor durmo menos de 6 horas
( ) Preciso de alguma ajuda, mas dou conta de me cuidar	( ) Por causa da dor durmo menos de 4 horas
( ) Preciso de ajuda em todos os aspectos para cuidar de mim	( ) Por causa da dor durmo menos de 2 horas
( ) Eu não me visto, tomo banho com dificuldade e fico na cama	( ) A dor me impede de ficar de dormir
3. Pesos	8. Vida Sexual (Se aplicável)
( ) Posso levantar coisas pesadas sem causar dor extra	( ) Minha vida sexual é normal e não me causa dor extra
( ) Se levantar coisas pesadas sinto dor extra	( ) Minha vida sexual é normal, mas me causa dor extra
( ) A dor me impede de levantar coisas pesadas, mas dou um jeito, se estão bem posicionadas numa mesa	( ) Minha vida sexual é normal, mas é muito dolorosa
( ) A dor me impede de levantar coisas pesadas, mas dou um jeito de levantar coisas leves ou pouco pesadas se estiverem bem posicionadas	( ) Minha vida sexual é muito restringida devido à dor
( ) Só posso levantar coisas muito leve	( ) Minha vida sexual é praticamente inexistente devido a dor
( ) Não posso levantar nem carregar nada	( ) A dor me impede de ter atividade sexual
4. Andar	9. Vida Social
( ) A dor não me impede de andar (qualquer distância)	( ) Minha vida social é normal e eu não sinto dor extra
( ) A dor me impede de andar mais que 2 km	( ) Minha vida social é normal, mas aumenta o grau da minha dor
( ) A dor me impede de andar mais que 1 km	( ) A dor não altera a minha vida social, exceto por impedir que faça atividade de esforço, como, esportes.
( ) A dor me impede de andar poucos metros	( ) A dor restringiu a minha vida social e eu não saio muito de casa
( ) Só posso andar com bengala ou muleta	( ) A dor restringiu a minha vida social a minha casa
( ) Fico na cama a maior parte do tempo e tenho que arrastar para o banheiro	( ) Não tenho vida social devido a minha dor
5. Sentar	10. Viagens
( ) Posso sentar em qualquer tipo de cadeira pelo tempo que quiser	( ) Posso viajar para qualquer lugar sem dor
( ) Posso sentar em minha cadeira favorita pelo tempo que quiser	( ) Posso viajar para qualquer lugar, mas sinto dor extra
( ) A dor me impede de sentar por mais de 1 hora	( ) A dor é ruim, mas posso viajar por 2 horas
( ) A dor me impede de sentar por mais de 2 horas	( ) A dor restringi as minhas viagens para distâncias menores que 1 hora
( ) A dor me impede de sentar por mais de 10 minutos	( ) A dor restringi minhas viagens para as necessárias e menores que 30 minutos
( ) A dor me impede de sentar	( ) A dor me impede de viajar, exceto para ser tratado

Fonte: SANTOS (2011, p.34-35)

APÊNDICE Q

Nome do Sujeito (Iniciais):	Data:	Grupo:	
		( ) G1	( ) G2

PROCEDIMENTOS:

- Para cada seção de seis afirmações o ponto total é 5 (cinco). Se a primeira afirmação é marcada, o ponto é 0 (Zero). Se for o último, o ponto é 5 (cinco).
- As afirmações intermediárias são pontuadas de acordo com este rank. Se mais que uma afirmação for assinalada em cada seção, escolha o maior ponto.
- Se todas as 10 seções forem completadas a pontuação é calculada da seguinte maneira: Se 16 pontos foi o ponto total sendo que são 50 os pontos possíveis
 $\frac{16}{50} * 100 = 32\%$;
- Se uma seção não for marcada ou não se aplica a pontuação é calculada da seguinte maneira, de acordo com o exemplo da pontuação máxima de 16:
 $\frac{16}{40} * 100 = 35,5\%$. Observação: O autor recomenda arredondar a porcentagem para um número inteiro.

INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS:

0% a 20%	Incapacidade Mínima = APTO
21% a 40%	Incapacidade Moderada = APTO
41% a 60%	Incapacidade Intensa
61% a 80%	Aleijado
81% a 100%	Inválido

Fonte: SANTOS (2011, p.35)

INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS NO PÓS-OPERATÓRIO:

0% a 20%	Excelente
21% a 40%	Bom
41% a 60%	Inalterado
> 60%	Piora

Fonte: SANTOS (2011, p.35)

APÊNDICE N – Ficha de Coleta de Dados Antropométricos

Nome do Sujeito (Iniciais): ( ) M ( ) F	Data:	Grupo: ( ) G1 ( ) G2

Fazer as medições antropométricas dos sujeitos utilizando os pontos de referências inscritos nas cotas da figura abaixo. Os instrumentos de medições disponíveis são: metro articulado, fita métrica, paquímetro e escala.

Peso (kg):	Estatura (m):	Nº. Calçado:	Pressão Arterial (mmHg):	B. Cardíacos (bpm):

COTA	DESCRIÇÃO	MEDIDA ⁹⁶
A	Altura Poplíteia	
B	Profundidade Sacro-poplíteia	
C	Altura do Assento-cotovelo	
D	Altura do Assento-acrômio	
E	Altura do Assento-cabeça	
F	Largura do Assento	
G	Largura do Quadril	
H	Largura dos Ombros	
I	Altura da Lombar	
J	Largura da Mão	
K	Comprimento da Mão	
L	Comprimento do Pé	
M	Largura do Pé	
N	Circunferência do Pé	

⁹⁶ Dimensões em centímetros (cm).

APÊNDICE O – System Usability Scale (SUS) | Padrão

Nome do Sujeito (Iniciais): ( ) M ( ) F	Data:	Grupo: ( ) G1 ( ) G2

Observe com atenção cada detalhe da Cadeira de Rodas que acabou de utilizar. Procure lembrar atentamente cada detalhe, cada aspecto, todas suas características. Em seguida, assinale à caneta, apenas um único ponto da escala (coluna à direita), correspondente às afirmações apresentadas na coluna à esquerda. Lembre-se: avalie com rigor!

AFIRMAÇÕES	<i>Discordo Plenamente</i>	ESCALA					<i>Concordo Plenamente</i>
1. Eu usaria essa cadeira de rodas com frequência!		☐	☐	☐	☐	☐	
2. Eu achei a complexidade desta cadeira de rodas desnecessária!		☐	☐	☐	☐	☐	
3. Eu pensei que esta cadeira de rodas fosse fácil de usar!		☐	☐	☐	☐	☐	
4. Eu acho que é preciso o apoio de outra pessoa para utilizar esta cadeira!		☐	☐	☐	☐	☐	
5. Eu acho que os dispositivos desta cadeira de rodas foram bem integrados!		☐	☐	☐	☐	☐	
6. Eu achei muito insegura essa cadeira de rodas!		☐	☐	☐	☐	☐	
7. Eu acredito que a maioria das pessoas irá aprender a utilizar esta cadeira rapidamente!		☐	☐	☐	☐	☐	
8. Eu achei essa cadeira de rodas muito desajeitada para usar!		☐	☐	☐	☐	☐	
9. Eu me senti muito confiante com esta cadeira de rodas!		☐	☐	☐	☐	☐	
10. Eu preciso aprender outras técnicas de uso para poder utilizar essa cadeira de rodas.		☐	☐	☐	☐	☐	

Fonte: BROOKE (1986) *apud* TULLIS; ALBERT (2008, p.138-139) – Método SUS.

APÊNDICE Q – Grau de Satisfação das Tarefas Básicas

Nome do Sujeito (Iniciais): ( ) M ( ) F	Data:	Grupo: ( ) G1 ( ) G2		
Observe com atenção cada detalhe da Cadeira de Rodas que acabou de utilizar. Procure lembrar atentamente de cada TAREFA BÁSICA que executou com o equipamento e em seguida assinale a caneta, apenas uma única “CARINHA” da escala.				
1. Foi fácil ABRIR a cadeira de rodas!				
2. Foi fácil se SENTAR na cadeira de rodas!				
3. Foi fácil MANOBRAR a cadeira de rodas!				
4. Foi fácil ESTACIONAR com a cadeira de rodas!				
5. Foi difícil se LEVANTAR da cadeira de rodas!				
6. Foi fácil DESVIAR DOS OBSTÁCULOS com a cadeira de rodas!				
7. Foi fácil TOCAR a cadeira de rodas!				
8. Foi fácil fazer os AJUSTES na cadeira de rodas!				
9. Foi fácil FECHAR a cadeira de rodas.				
10. Foi fácil se TRANSFERIR da cadeira de rodas.				

Fonte: ISO 20282, Anexo E (2006, p.24).

APÊNDICE R - Resultados da Avaliação de Anamnese

SUJEITOS				APÊNDICE L (p. 500)		APÊNDICE M (Consultar p. 501-502)												CONDIÇÃO FÍSICA PARA TESTE
CLASSIFICAÇÃO	INICIAIS	GÊNERO	VALOR	SITUAÇÃO	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10	TOTAL	ÍNDICE	SITUAÇÃO	
Cadeirantes	S1	RRB	M	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1,0	2,2	Dor Leve	APTO
	S2	FAL	M	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1,0	2,2	Dor Leve	APTO
	S3	SLF	F	5	Dor Leve	3	3	3	3	3	5	1	0	1	24,0	53,3	Dor Crítica	C/ RESTRIÇÃO
Designers	S4	AFC	M	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0,0	Sem Dor	APTO
	S5	AFA	M	3	Dor Leve	1	0	1	1	1	3	1	0	0	9,0	20,0	Dor Leve	APTO
	S6	ALA	M	0	Sem Dor	0	0	0	0	1	1	1	0	0	3,0	6,7	Dor Leve	APTO
	S7	COS	M	1	Dor Leve	0	0	0	0	0	1	1	0	0	2,0	4,4	Dor Leve	APTO
	S8	ESB	M	0	Sem Dor	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1,0	2,2	Dor Leve	APTO
	S9	FSS	M	0	Sem Dor	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1,0	2,2	Dor Leve	APTO
	S10	JCE	M	0	Sem Dor	0	0	1	0	1	1	0	0	2	5,0	11,1	Dor Leve	APTO
	S11	LGL	M	6	Dor Crítica	2	0	0	0	1	1	0	0	0	5,0	11,1	Dor Leve	C/ RESTRIÇÃO
	S12	LRL	M	0	Sem Dor	0	0	1	0	0	2	0	0	0	3,0	6,7	Dor Leve	APTO
	S13	TGS	M	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0,0	Sem Dor	APTO
	S14	AVG	F	0	Sem Dor	0	0	1	1	1	1	1	0	1	7,0	15,6	Dor Leve	APTO
	S15	APS	F	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0,0	Sem Dor	APTO
	S16	ETL	F	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0,0	Sem Dor	APTO
	S17	RRB	F	2	Dor Leve	1	0	0	0	0	1	0	0	0	2,0	4,4	Dor Leve	APTO
	S18	VSC	F	2	Dor Leve	0	0	4	0	2	2	1	0	1	11,0	24,4	Dor Leve	APTO
Educadores Físicos	S19	GTC	M	3	Dor Leve	1	1	1	0	2	1	1	0	1	9,0	20,0	Dor Leve	APTO
	S20	RDB	M	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0,0	Sem Dor	APTO
	S21	TBO	M	7	Dor Crítica	3	1	2	0	0	0	1	0	2	9,0	20,0	Dor Leve	C/ RESTRIÇÃO
	S22	ACG	F	2	Dor Leve	1	0	1	0	0	1	0	0	0	3,0	6,7	Dor Leve	APTO
	S23	DPR	F	1	Dor Leve	1	0	1	0	0	1	1	0	0	4,0	8,9	Dor Leve	APTO
	S24	EFS	F	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0,0	Sem Dor	APTO
	S25	JQA	F	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0,0	Sem Dor	APTO
	S26	JNA	F	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0,0	Sem Dor	APTO
	S27	RMS	F	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0,0	Sem Dor	APTO
Fisioterapeutas	S28	ARA	M	1	Dor Leve	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1,0	2,2	Dor Leve	APTO
	S29	EFS	F	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1,0	2,2	Dor Leve	APTO
	S30	JAR	F	2	Dor Leve	1	0	0	0	0	0	1	0	0	2,0	4,4	Dor Leve	APTO
	S31	PLC	F	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,0	0,0	Sem Dor	APTO
Diferentes Especialidades	S32	LAS	M	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1,0	2,2	Dor Leve	APTO
	S33	RRM	M	0	Sem Dor	0	0	0	0	1	1	0	0	0	2,0	4,4	Dor Leve	APTO
	S34	ROS	M	0	Sem Dor	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1,0	2,2	Dor Leve	APTO
	S35	TRP	M	1	Dor Leve	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1,0	2,2	Dor Leve	APTO
	S36	ACM	F	0	Sem Dor	0	1	1	0	0	0	0	1	1	4,0	8,9	Dor Leve	APTO
	S37	ACR	F	3	Dor Leve	1	1	4	2	1	1	1	0	1	12,0	26,7	Dor Leve	APTO
	S38	BSA	F	0	Sem Dor	0	0	0	0	0	1	1	0	0	2,0	4,4	Dor Leve	APTO
	S39	EVA	F	0	Sem Dor	0	0	3	0	3	3	1	0	1	12,0	26,7	Dor Leve	APTO
	S40	ROM	F	3	Dor Leve	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1,0	2,2	Dor Leve	APTO
	S41	GRO	F	2	Dor Leve	1	0	1	0	0	1	0	0	2	6,0	13,3	Dor Leve	APTO
	S42	MHM	F	0	Sem Dor	0	0	0	1	1	1	0	0	0	4,0	8,9	Dor Leve	APTO
	S43	TCS	F	4	Dor Leve	2	0	0	0	0	0	0	0	0	2,0	4,4	Dor Leve	APTO

Observações:

a) Protocolos: 1-Escala Analógica de Dor (APÊNDICE L, p. 501); 2-Índice de Incapacidade de Oswestry (Apêndice M, p. 501-502), a questão 8 (Q8) não foi considerada nesta análise.

b) Condições: i) APTO: O sujeito estará APTO para o participar do teste se apresentar "SEM DOR/DOR LEVE" no protocolo 1 e 2;

ii) COM RESTRIÇÕES: O sujeito estará APTO, porém "COM RESTRIÇÕES", se apresentar "DOR CRÍTICA" em apenas um dos protocolos;

iii) INAPTO: O sujeito não poderá participar dos testes se apresentar "DOR CRÍTICA" em ambos os protocolos.

c) Notas: O sujeito S3 apresentou "DOR CRÍTICA" pelo Índice de Oswestry e não conseguiu concluir os testes devido a dor no momento da elevação/abdução dos ombros;

Os sujeitos S11 e S21, ambos apresentavam "DOR CRÍTICA" no dia do teste e conseguiram realizar os testes, pois a dor estava concentrada nos membros inferiores;

As orientações dadas aos sujeitos (S3, S11 e S21) foram para parar imediatamente o teste se apresentasse qualquer indicio da elevação da dor ou desconforto.

APÊNDICE S - Resultados das Condições Físicas e Dimensões Antropométricas

QUADRO S1 - Condições Físicas e Dimensões Antropométricas dos Sujeitos do Gênero Masculino

SUJEITOS (n=20)			Condições Físicas								Dimensões Antropométricas														
			Idade (Anos)	Peso (kg)	Estatura (m)	Índice de Massa Corporal (IMC)		Número do Calçado	Pressão Arterial (mmHg)		Batimentos Cardíacos (bpm)	Altura Poplitea	Profundidade Sacro-poplitea	Altura do Assento-cotovelo	Altura do Assento-acrômio	Altura do Assento-cabeça	Largura do Assento	Largura do Quadril	Largura dos Ombros	Altura da Lombar	Largura da Mão	Comprimento da Mão	Comprimento do Pé	Largura do Pé	Circunferência do Pé
						IMC	Classificação		Sist.	Diast.															
						A	B		C	D		E	F	G	H	I	H	K	J	M	N				
G1	S1	RRB	41	78,0	1,65	28,7	Acima do Peso	35	159	110	75	45	38	18	56	83	44	34	47	13	8,8	17	25	10	31
	S2	FAL	28	70,0	1,68	24,8	Peso Normal	38	108	70	85	44	49	15	50	75	40	35	45	18	8,7	19	25	10	29
G2	S5	AFA	23	105,0	1,83	31,4	Obesidade I	43	148	97	73	52	51	27	68	91	41	37	48	17	9,2	19,6	30	12	35
	S4	AFC	30	75,0	1,68	26,6	Acima do Peso	39	126	81	92	49	51	28	66	91	33	37,5	44	26	8,4	19,4	31	11	33
	S6	ALA	29	75,5	1,80	23,3	Peso Normal	41	146	91	86	56	47	22	64	91	37	32	45	11	8,6	18,5	30	12,5	36
	S7	COS	45	73,0	1,70	25,3	Acima do Peso	39	130	80	72	50	45	22	64	89	40	36	44	15	8,3	18,2	29	12	32
	S8	ESB	27	72,4	1,83	21,6	Peso Normal	42	124	82	90	54	51	23	67	94	36	33	42	13	8,6	20	30	12	34
	S9	FSS	23	89,4	1,75	29,2	Acima do Peso	41	140	97	80	48	50	25	61	88	36	37	46	14	8,5	19,2	30	12	36
	S10	JCE	26	80,3	1,80	24,8	Peso Normal	42	145	94	60	53	42	25	60	88	37	33	42	12	8,4	19,2	29	12	34
	S11	LGL	28	102,0	1,79	31,8	Obesidade I	40	134	91	85	65	51	29	57	94	42	36	45	29	8,7	18,7	31	11	34
	S12	LRL	31	87,5	1,80	27,0	Acima do Peso	43	110	80	90	58	48	25	70	92	37	33	49	14	8,8	18,8	33	13	33
	S13	TGS	34	83,0	1,90	23,0	Peso Normal	44	91	60	70	55	51	32	73	100	39	36	45	14	8,1	18,6	30	12	31
G3	S19	GTC	35	104	2,00	26,0	Acima do Peso	46	120	92	66	65	53	25	70	98	43	45	49	14	9,4	25,7	35	13	35
	S20	RDB	28	77	1,72	26,0	Acima do Peso	40	120	80	65	55	46	28	64	88	39	34	44	13	9,5	17,4	29	12	32
	S21	TBO	28	72	1,69	25,2	Acima do Peso	41	139	99	79	55	44	27	64	90	35	30	45	17	8,6	18,3	29	11,5	34
G4	S28	ARA	26	84	1,80	25,9	Acima do Peso	42	120	80	80	54	48	23	64	91	36	32	45	17	9,3	25,6	30	11	28
G5	S32	LAS	41	73	1,70	25,3	Acima do Peso	43	121	79	72	52	49	22	63	90	35	31	44	13	9	18,3	30	12	31
	S34	ROS	23	116	1,72	39,2	Obesidade II (Severa)	40	140	90	80	55	49	25	65	91	43	38	53	18	8,6	18,4	29	12	34
	S33	RRM	53	71	1,70	24,6	Peso Normal	37	119	81	73	50	43	23	60	89	36	32	40	11	7,9	18	28	12	32
	S35	TRP	24	69	1,64	25,7	Acima do Peso	39	116	48	73	50	45	25	59	85	36	32	43	14	8,1	17,1	28	11	32
MÉDIA (x)			31,2	82,9	1,8	26,8	Acima do Peso	41	128	84	77	53,3	47,6	24,5	63,3	89,9	38,3	34,7	45,3	15,7	8,7	19,3	29,6	11,7	32,8
DESVIO PADRÃO (DP)			8,1	13,7	0,1	3,9		3	16	14	9	5,4	3,8	3,8	5,4	5,2	3,1	3,4	2,9	4,6	0,4	2,3	2,2	0,8	2,1
PERCENTIL ESTIMADO COM BASE NOS DADOS AMOSTRAIS	P99,9	99,8%	55,5	124,0	2,03	38,4	Obesidade II (Severa)	48	176	126	104	69,4	58,9	35,8	79,4	105,6	47,6	44,8	53,9	29,4	10,0	26,2	36,3	14,2	39,2
	P99,5	99%	52,1	118,2	1,99	36,8	Obesidade II (Severa)	47	170	120	100	67,2	57,3	34,2	77,1	103,3	46,3	43,3	52,7	27,5	9,8	25,2	35,3	13,8	38,3
	P99	98%	50,0	114,7	1,97	35,8	Obesidade II (Severa)	47	166	117	98	65,8	56,4	33,3	75,7	102,0	45,5	42,5	52,0	26,3	9,7	24,7	34,7	13,6	37,8
	P97,5	95%	47,0	109,6	1,93	34,3	Obesidade I	46	159	111	95	63,8	54,9	31,8	73,7	100,1	44,3	41,2	50,9	24,6	9,5	23,8	33,9	13,3	37,0
	P97	94%	46,4	108,6	1,93	34,1	Obesidade I	46	158	110	94	63,4	54,7	31,6	73,3	99,7	44,1	41,0	50,7	24,3	9,5	23,6	33,8	13,2	36,8
	P95	90%	44,5	105,5	1,91	33,2	Obesidade I	45	155	107	92	62,2	53,8	30,7	72,1	98,5	43,4	40,2	50,0	23,2	9,4	23,1	33,2	13,0	36,3
	P90	80%	41,5	100,4	1,87	31,7	Obesidade I	44	149	102	89	60,2	52,4	29,3	70,1	96,6	42,3	39,0	49,0	21,5	9,2	22,2	32,4	12,7	35,5
	P85	70%	39,6	97,1	1,85	30,8	Obesidade I	43	145	99	87	58,9	51,5	28,4	68,8	95,3	41,5	38,2	48,3	20,4	9,1	21,7	31,9	12,6	35,0
	P80	60%	38,0	94,4	1,83	30,0	Obesidade I	43	141	96	85	57,8	50,7	27,6	67,8	94,3	40,9	37,5	47,7	19,5	9,0	21,2	31,4	12,4	34,6
	P75	50%	36,6	92,0	1,82	29,4	Acima do Peso	42	139	93	83	56,9	50,1	27,0	66,8	93,4	40,3	36,9	47,2	18,7	9,0	20,8	31,0	12,2	34,2
	P50		31,2	82,9	1,76	26,8	Acima do Peso	41	128	84	77	53,3	47,6	24,5	63,3	89,9	38,3	34,7	45,3	15,7	8,7	19,3	29,6	11,7	32,8
	P25	50%	25,7	73,7	1,70	24,2	Peso Normal	39	117	75	71	49,6	45,0	21,9	59,7	86,4	36,2	32,4	43,3	12,6	8,4	17,7	28,1	11,2	31,4
	P20	60%	24,3	71,3	1,68	23,5	Peso Normal	39	114	72	70	48,7	44,4	21,3	58,7	85,5	35,6	31,8	42,8	11,8	8,3	17,3	27,7	11,0	31,0
	P15	70%	22,7	68,6	1,67	22,7	Peso Normal	38	111	70	68	47,6	43,6	20,5	57,7	84,5	35,0	31,2	42,2	10,9	8,2	16,8	27,2	10,8	30,6
	P10	80%	20,8	65,3	1,64	21,8	Peso Normal	37	107	66	66	46,3	42,7	19,6	56,4	83,2	34,2	30,4	41,5	9,8	8,1	16,3	26,7	10,7	30,1
	P5	90%	17,8	60,2	1,61	20,4	Peso Normal	37	101	61	63	44,3	41,3	18,2	54,4	81,3	33,1	29,1	40,5	8,1	8,0	15,4	25,9	10,4	29,3
	P3	94%	15,9	57,1	1,59	19,5	Peso Normal	36	97	58	61	43,1	40,4	17,3	53,2	80,1	32,4	28,3	39,8	7,0	7,9	14,9	25,3	10,2	28,8
	P2,5	95%	15,3	56,1	1,58	19,2	Peso Normal	36	96	57	60	42,7	40,2	17,1	52,8	79,7	32,2	28,1	39,6	6,7	7,8	14,7	25,2	10,1	28,6
	P1	98%	12,3	51,0	1,55	17,7	Abaixo do Peso	35	90	52	57	40,7	38,7	15,6	50,8	77,8	31,0	26,8	38,5	5,0	7,7	13,8	24,4	9,8	27,8
	P0,5	99%	10,2	47,6	1,53	16,8	Muito Abaixo do Peso	34	86	48	54	39,3	37,8	14,7	49,4	76,5	30,2	26,0	37,8	3,8	7,6	13,3	23,8	9,6	27,3
P0,1	99,8%	6,8	41,7	1,49	15,1	Muito Abaixo do Peso	33	79	42	51	37,1	36,2	13,1	47,1	74,2	28,9	24,6	36,6	1,9	7,4	12,3	22,8	9,2	26,4	

Observações:

a) Grupos: G1: Cadeirantes; G2: Designers; G3: Educadores Físicos; G4: Fisioterapeutas; G5: Outras Especialidades.

b) Índice de Massa Corpórea (IMC): 18,5-Peso Normal; 25-Acima do Peso; 30-Obesidade I; 35-Obesidade II (Severa); 40-Obesidade III (Mórbida).

c) Pressão Arterial: é a pressão exercida sobre as artérias enquanto o sangue flui através dela é chamada sistólica e diastólica, respectivamente quando o coração contrai e dilata.

APÊNDICE S

QUADRO S2 - Condições Físicas e Dimensões Antropométricas dos Sujeitos do Gênero Feminino

SUJEITOS (n=23)			Condições Físicas								Dimensões Antropométricas															
			Idade (Anos)	Peso (kg)	Estatura (m)	Índice de Massa Corporal (IMC)		Número do Calçado	Pressão Arterial (mmHg)		Batimentos Cardíacos (bpm)	Altura Popliteia	Profundidade Sacro-popliteia	Altura do Assento-cotovelo	Altura do Assento-acrômio	Altura do Assento-cabeça	Largura do Assento	Largura do Quadril	Largura dos Ombros	Altura da Lombar	Largura da Mão	Comprimento da Mão	Comprimento do Pé	Largura do Pé	Circunferência do Pé	
						IMC	Classificação		Sist.	Diast.		A	B	C	D	E	F	G	H	I	H	K	J	M	N	
G1	S3	SLF	56	90,0	1,50	40	Obesidade III (Mórbida)	34	120	80	80	48	51	24	53	74	50	50	54	13	8,3	17,5	21	10	28	
G2	S14	AVG	58	56,0	1,58	22	Peso Normal	34	100	60	78	48	45	19	60	83	35	30	37	14	7,7	16,1	23	10	25	
	S15	APS	24	66,7	1,65	24	Peso Normal	37	110	76	65	46	45	22	58	83	36	33	41	16	7,2	17,3	25	9,5	25	
	S16	ETL	45	54,0	1,68	19	Peso Normal	38	103	71	62	51	44	23	62	58	36	32	41	18	7,5	18,4	27	11	28	
	S17	RRB	36	55,6	1,64	21	Peso Normal	35	127	97	101	49	44	25	64	86	37	32	39	21	7	16	26	11	31	
	S18	VSC	41	53,0	1,56	22	Peso Normal	34	132	102	70	49	40	25	61	83	40	30	38	12	6,9	16,8	25	9,5	24	
G3	S22	ACG	33	88,5	1,75	29	Acima do Peso	39	111	68	71	52	51	29	69	95	45	36	44	22	7,9	18,4	28	12	28	
	S23	DPR	34	86	1,67	31	Obesidade I	37	100	70	44	52	46	29	65	92	41	34	45	16	8,4	18,4	26	12	32	
	S24	EFS	33	63	1,64	23	Peso Normal	35	124	95	97	53	43	22	60	86	39	34	39	12	6,1	16,5	27	10	32	
	S25	JQA	25	67	1,68	24	Peso Normal	38	122	78	77	53	43	25	62	89	39	31	41	15	7,5	18	27	11	32	
	S26	JNA	25	71	1,66	26	Acima do Peso	38	121	78	87	53	44	26	63	87	43	32	42	17	7,4	17,8	28	11	31	
	S27	RMS	46	78	1,72	26	Acima do Peso	37	120	80	72	54	51	23	60	83	40	33	44	18	7,9	18,4	26	12	32	
G4	S29	EFP	35	64	1,60	25	Peso Normal	35	100	84	87	46	43	25	59	86	40	31	38	13	7,1	16,5	24	10	25	
	S30	JAR	31	76	1,81	23	Peso Normal	40	100	80	80	53	45	28	65	94	43	33	43	18	8,3	18,4	27	11	27	
	S31	PLC	34	57	1,58	23	Peso Normal	35	100	70	75	53	44	22	55	82	33	29	39	13	7,5	15,5	23	10	34	
G5	S36	ACM	49	65	1,59	26	Acima do Peso	37	120	90	80	52	41	24	60	86	40	31	40	14	7,8	17,4	24	11	30	
	S37	ACR	56	94	1,60	37	Obesidade II (Severa)	38	134	89	87	51	46	24	57	82	46	40	44	15	7,9	18,1	27	12	31	
	S38	BSA	35	68	1,68	24	Peso Normal	36	112	73	90	46	48	30	66	93	33	30	41	15	7,5	17,4	26	10	25	
	S39	EVA	36	58	1,58	23	Peso Normal	36	134	96	82	46	44	24	62	89	38	32	38	17	7,2	16,7	27	11	25	
	S40	ROM	45	78	1,68	28	Acima do Peso	38	120	80	80	50	49	28	60	89	41	35	38	20	7,9	18,5	26	11	25	
	S41	GRO	17	73	1,69	26	Acima do Peso	38	104	62	69	51	52	26	64	88	41	30	40	18	7,6	17,4	29	12	31	
	S42	MHM	49	70	1,74	23	Peso Normal	39	110	70	80	52	52	25	62	89	36	33	39	17	8,2	17,7	25	11	27	
	S43	TCS	26	55	1,58	22	Peso Normal	36	99	64	65	51	45	25	58	83	37	29	37	15	6,9	16,4	26	9,5	30	
MÉDIA (x)			37,8	69,0	1,6	25,5	Acima do Peso	37	114	79	77	50,4	45,9	24,9	61,1	85,2	39,5	33,0	41,0	16,0	7,6	17,4	25,8	10,8	28,6	
DESVIO PADRÃO (DP)			11,2	12,3	0,1	4,8		2	12	12	12	2,6	3,5	2,6	3,6	7,6	4,1	4,5	3,7	2,8	0,5	0,9	1,9	0,9	3,1	
PERCENTIL ESTIMADO DA AMOSTRA	P99,9	99,8%	71,2	106,0	1,86	40	Obesidade III (Mórbida)	42	150	114	114	58,3	56,5	32,8	72,0	107,9	51,9	46,4	52,1	24,3	9,2	20,1	31,4	13,4	37,8	
	P99,5	99%	66,5	100,8	1,83	38	Obesidade II (Severa)	41	145	109	109	57,2	55,0	31,7	70,4	104,7	50,1	44,5	50,5	23,1	9,0	19,7	30,6	13,0	36,5	
	P99	98%	63,7	97,7	1,81	37	Obesidade II (Severa)	41	142	106	106	56,5	54,1	31,0	69,5	102,8	49,1	43,4	49,6	22,5	8,8	19,5	30,1	12,8	35,8	
	P97,5	95%	59,5	93,0	1,79	35	Obesidade I	40	137	102	101	55,5	52,8	30,0	68,2	100,0	47,5	41,7	48,2	21,4	8,6	19,1	29,4	12,4	34,6	
	P97	94%	58,7	92,2	1,78	35	Obesidade I	40	136	101	100	55,3	52,5	29,9	67,9	99,5	47,2	41,4	47,9	21,2	8,6	19,1	29,3	12,4	34,4	
	P95	90%	56,2	89,3	1,76	33	Obesidade I	40	134	98	98	54,7	51,7	29,2	67,1	97,7	46,3	40,4	47,1	20,6	8,5	18,9	28,8	12,2	33,7	
	P90	80%	52,1	84,8	1,74	32	Obesidade I	39	129	94	93	53,8	50,4	28,3	65,7	94,9	44,8	38,7	45,7	19,6	8,3	18,5	28,2	11,9	32,5	
	P85	70%	49,4	81,8	1,72	31	Obesidade I	39	126	91	90	53,1	49,6	27,6	64,9	93,1	43,8	37,7	44,8	18,9	8,1	18,3	27,7	11,7	31,8	
	P80	60%	47,2	79,3	1,71	30	Acima do Peso	38	124	89	88	52,6	48,9	27,1	64,1	91,6	43,0	36,8	44,1	18,4	8,0	18,1	27,3	11,5	31,2	
	P75	50%	45,3	77,3	1,69	29	Acima do Peso	38	122	87	86	52,1	48,3	26,7	63,5	90,3	42,3	36,0	43,4	17,9	7,9	18,0	27,0	11,3	30,7	
	P50		37,8	69,0	1,65	26	Acima do Peso	37	114	79	77	50,4	45,9	24,9	61,1	85,2	39,5	33,0	41,0	16,0	7,6	17,4	25,8	10,8	28,6	
	P25	50%	30,3	60,7	1,60	22	Peso Normal	36	106	71	69	48,6	43,6	23,2	58,7	80,1	36,8	30,1	38,5	14,2	7,2	16,8	24,5	10,2	26,6	
	P20	60%	28,4	58,6	1,59	21	Peso Normal	35	104	69	67	48,2	43,0	22,7	58,0	78,9	36,1	29,3	37,8	13,7	7,1	16,6	24,2	10,0	26,0	
	P15	70%	26,2	56,2	1,57	20	Peso Normal	35	102	67	65	47,7	42,3	22,2	57,3	77,3	35,2	28,4	37,1	13,2	7,0	16,4	23,9	9,9	25,4	
	P10	80%	23,5	53,2	1,55	19	Peso Normal	34	99	64	62	47,0	41,4	21,6	56,4	75,5	34,3	27,3	36,2	12,5	6,9	16,2	23,4	9,7	24,7	
	P5	90%	19,4	48,6	1,53	18	Abaixo do Peso	34	94	60	57	46,1	40,1	20,6	55,1	72,7	32,7	25,7	34,8	11,5	6,6	15,9	22,7	9,3	23,5	
	P3	94%	16,8	45,8	1,51	16	Muito Abaixo do Peso	33	92	57	54	45,5	39,3	20,0	54,3	71,0	31,8	24,7	34,0	10,9	6,5	15,7	22,3	9,1	22,8	
	P2,5	95%	16,0	44,9	1,51	16	Muito Abaixo do Peso	33	91	56	53	45,3	39,1	19,8	54,0	70,4	31,5	24,4	33,7	10,7	6,5	15,6	22,2	9,1	22,6	
	P1	98%	11,8	40,3	1,48	14	Muito Abaixo do Peso	33	86	52	49	44,3	37,7	18,8	52,6	67,6	30,0	22,7	32,3	9,6	6,3	15,3	21,5	8,8	21,5	
	P0,5	99%	9,1	37,2	1,46	13	Muito Abaixo do Peso	32	83	49	46	43,6	36,9	18,1	51,7	65,7	28,9	21,6	31,4	8,9	6,1	15,0	21,0	8,5	20,7	
	P0,1	99,8%	4,3	32,0	1,43	11	Muito Abaixo do Peso	31	78	44	41	42,5	35,4	17,0	50,2	62,5	27,2	19,7	29,8	7,8	5,9	14,7	20,2	8,2	19,4	

Observações:

a) Grupos: G1: Cadeirantes; G2: Designers; G3: Educadores Físicos; G4: Fisioterapeutas; G5: Outras Especialidades.

b) Índice de Massa Corpórea (IMC): 18,5-Peso Normal; 25-Acima do Peso; 30-Obesidade I; 35-Obesidade II (Severa); 40-Obesidade III (Mórbida).

c) Pressão Arterial: é a pressão exercida sobre as artérias enquanto o sangue flui através dela é chamada sistólica e diastólica, respectivamente quando o coração contrai e dilata.

Fonte: TILLEY E HENRY DREYFUSS ASSOCIATES (2005); HALL (2000).

SUS Scoring Sheet & Reliability Test

Paste raw SUS data (scored from 1 to 5) in the columns labeled Q1-Q10 for upto 1000 responses.

* Required Fields

Protocolo: Resultados referente ao dados coletados pelo APÊNDICE O, p.504			
Descrição: Avaliação da usabilidade da cadeira de rodas utilizando o formulário PADRÃO do método SUS.			
Gênero: Masculino (n=16)			
Mean SUS Score	56,1		
StDev	20,8		
# Non-Blank	16	Coding Check:	Values appear to be coded correctly from 1 to 5
Cronbach Alpha	0,788	Internal Reliability:	Good

GRUPO	SUJEITOS		Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
G1	S1	RRB	1	1	5	5	1	5	1	5	2	5
	S2	FAL	3	2	5	3	3	5	3	3	5	5
	S4	AFC	4	2	5	1	4	2	3	2	3	1
G2	S5	AFA	4	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S6	ALA	1	2	2	4	2	3	2	3	1	2
	S9	FSS	3	4	4	5	2	5	3	3	3	3
	S10	JCE	3	5	3	4	1	2	3	4	3	4
	S11	LGL	3	2	3	4	3	2	2	3	4	2
	S13	TGS	1	2	3	1	1	1	2	1	3	2
	S19	GTC	1	1	2	2	3	4	3	3	2	3
G3	S20	RDB	5	1	1	1	2	1	1	1	5	1
	S21	TBO	2	2	1	2	2	3	2	2	2	3
G4	S28	ARA	5	3	5	5	4	1	5	1	5	1
G5	S33	ROS	2	1	5	5	2	3	2	2	2	5
	S34	RRM	3	2	2	3	3	2	5	2	5	2
	S35	TRP	5	1	1	5	5	1	5	1	5	3

Scales		
SUS	Usability	Learnability
56,1	57,2	51,6
22,5	28,1	0,0
52,5	59,4	25,0
77,5	71,9	100,0
97,5	96,9	100,0
35,0	31,3	50,0
37,5	40,6	25,0
35,0	37,5	25,0
55,0	56,3	50,0
57,5	50,0	87,5
45,0	40,6	62,5
72,5	65,6	100,0
42,5	37,5	62,5
82,5	90,6	50,0
42,5	53,1	0,0
67,5	68,8	62,5
75,0	87,5	25,0

Observações:

- (a) Descrição dos grupos: G1: Cadeirantes; G2: Designers; G3: Educador Físico; G4: Fisioterapeutas; G5: Outros.
(b) Notas: Os sujeitos S7-COS, S8-ESB, S12-LRL foram ignorados nesta análise por incompatibilidade dos dados.
(c) Traduções dos termos: Usability = Facilidade de Uso; Learnability = Capacidade de Aprendizado

SUS Scoring Sheet & Reliability Test

Paste raw SUS data (scored from 1 to 5) in the columns labeled Q1-Q10 for upto 1000 responses.

* Required Fields

Protocolo: Resultados referente ao dados coletados pelo APÊNDICE P, p.505

Descrição: Avaliação da usabilidade da cadeira de rodas utilizando o formulário **ADAPTADO** do método SUS.

Gênero: Masculino (n=19)

Mean SUS Score 52,2

StDev 27,2

 # Non-Blank 19

Cronbach Alpha 0,902

Coding Check: Values appear to be coded correctly from 1 to 5
Internal Reliability: Good

GRUPO	SUJEITOS	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
G1	S1 RRB	1	5	1	5	1	5	1	5	1	5
	S2 FAL	5	3	5	3	2	5	3	3	5	3
	S4 AFC	3	4	3	2	4	2	3	1	4	4
	S5 AFA	4	2	4	1	3	1	4	1	5	1
	S6 ALA	2	3	1	4	1	3	1	3	3	3
G2	S7 COS	5	3	5	2	5	4	5	2	5	2
	S8 ESB	4	5	5	4	5	4	5	3	3	3
	S9 FSS	2	2	3	4	2	2	2	4	2	4
	S10 JCE	1	4	3	4	1	5	1	3	3	3
	S11 LGL	3	2	3	1	3	1	5	2	3	4
	S13 TGS	1	1	2	2	1	1	1	2	1	1
	S19 GTC	1	1	3	4	2	3	1	5	1	5
G3	S20 RDB	5	1	5	2	2	1	4	1	5	1
	S21 TBO	4	3	3	2	1	2	1	2	2	2
G4	S28 ARA	3	3	5	1	3	3	4	1	5	1
G5	S32 LAS	5	5	3	2	3	5	2	4	2	4
	S33 ROS	1	4	2	5	1	5	1	5	1	5
	S34 RRM	4	3	4	2	3	2	4	2	5	2
	S35 TRP	5	5	5	1	5	1	5	1	5	1

Scales		
SUS	Usability	Learnability
52,2	51,3	55,9
0,0	0,0	0,0
57,5	59,4	50,0
60,0	62,5	50,0
85,0	81,3	100,0
30,0	28,1	37,5
80,0	81,3	75,0
57,5	62,5	37,5
37,5	40,6	25,0
25,0	21,9	37,5
67,5	68,8	62,5
47,5	37,5	87,5
25,0	28,1	12,5
87,5	87,5	87,5
50,0	43,8	75,0
77,5	71,9	100,0
37,5	34,4	50,0
5,0	6,3	0,0
72,5	71,9	75,0
90,0	87,5	100,0

Observações:

(a) Descrição dos grupos: G1: Cadeirantes; G2: Designers; G3: Educador Físico; G4: Fisioterapeutas; G5: Outros.

(b) Notas: Os sujeitos X foram ignorados nesta análise por incompatibilidade dos dados.

(c) Traduções dos termos: Usability = Facilidade de Uso; Learnability = Aprendizado

SUS Scoring Sheet & Reliability Test

Paste raw SUS data (scored from 1 to 5) in the columns labeled Q1-Q10 for upto 1000 responses.

* Required Fields

Protocolo: Resultados referente ao dados coletados pelo APÊNDICE O, p.504 e APÊNDICE P, p.505.

Descrição: Resultados considerando os formulários **PADRÃO** e **ADAPTADO** do método SUS.

Gênero: Masculino (n=16) / Masculino (n=19)

Mean SUS Score 54,0

StDev 24,2

 # Non-Blank 35

Cronbach Alpha 0,861

Coding Check: Values appear to be coded correctly from 1 to 5
Internal Reliability: Good

GRUPO	SUJEITOS	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
G1	S1 RRB	1	1	5	5	1	5	1	5	2	5
	S2 FAL	3	2	5	3	3	5	3	3	5	5
G2	S4 AFC	4	2	5	1	4	2	3	2	3	1
	S5 AFA	4	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S6 ALA	1	2	2	4	2	3	2	3	1	2
	S9 FSS	3	4	4	5	2	5	3	3	3	3
	S10 JCE	3	5	3	4	1	2	3	4	3	4
	S11 LGL	3	2	3	4	3	2	2	3	4	2
	S13 TGS	1	2	3	1	1	1	2	1	3	2
G3	S19 GTC	1	1	2	2	3	4	3	3	2	3
	S20 RDB	5	1	1	1	2	1	1	1	5	1
	S21 TBO	2	2	1	2	2	3	2	2	2	3
G4	S28 ARA	5	3	5	5	4	1	5	1	5	1
G5	S33 ROS	2	1	5	5	2	3	2	2	2	5
	S34 RRM	3	2	2	3	3	2	5	2	5	2
	S35 TRP	5	1	1	5	5	1	5	1	5	3
G1	S1 RRB	1	5	1	5	1	5	1	5	1	5
	S2 FAL	5	3	5	3	2	5	3	3	5	3
G2	S4 AFC	3	4	3	2	4	2	3	1	4	4
	S5 AFA	4	2	4	1	3	1	4	1	5	1
	S6 ALA	2	3	1	4	1	3	1	3	3	3
	S7 COS	5	3	5	2	5	4	5	2	5	2
	S8 ESB	4	5	5	4	5	4	5	3	3	3
	S9 FSS	2	2	3	4	2	2	2	4	2	4
	S10 JCE	1	4	3	4	1	5	1	3	3	3
	S11 LGL	3	2	3	1	3	1	5	2	3	4
	S13 TGS	1	1	2	2	1	1	1	2	1	1
	S19 GTC	1	1	3	4	2	3	1	5	1	5
	S20 RDB	5	1	5	2	2	1	4	1	5	1
	S21 TBO	4	3	3	2	1	2	1	2	2	2
G4	S28 ARA	3	3	5	1	3	3	4	1	5	1
G5	S32 LAS	5	5	3	2	3	5	2	4	2	4
	S33 ROS	1	4	2	5	1	5	1	5	1	5
	S34 RRM	4	3	4	2	3	2	4	2	5	2
	S35 TRP	5	5	5	1	5	1	5	1	5	1

Scales		
SUS	Usability	Learnability
54,0	54,0	53,9
22,5	28,1	0,0
52,5	59,4	25,0
77,5	71,9	100,0
97,5	96,9	100,0
35,0	31,3	50,0
37,5	40,6	25,0
35,0	37,5	25,0
55,0	56,3	50,0
57,5	50,0	87,5
45,0	40,6	62,5
72,5	65,6	100,0
42,5	37,5	62,5
82,5	90,6	50,0
42,5	53,1	0,0
67,5	68,8	62,5
75,0	87,5	25,0
0,0	0,0	0,0
57,5	59,4	50,0
60,0	62,5	50,0
85,0	81,3	100,0
30,0	28,1	37,5
80,0	81,3	75,0
57,5	62,5	37,5
37,5	40,6	25,0
25,0	21,9	37,5
67,5	68,8	62,5
47,5	37,5	87,5
25,0	28,1	12,5
87,5	87,5	87,5
50,0	43,8	75,0
77,5	71,9	100,0
37,5	34,4	50,0
5,0	6,3	0,0
72,5	71,9	75,0
90,0	87,5	100,0

Confidence Interval and Test Around Raw SUS Data

Paste the Raw Data in the 1st Column--Remove Non Numeric Values

* Required Fields

Raw Data*	Input	Results
22,5	* Confidence Level 95%	
52,5		
77,5		
97,5		
35,0		
37,5		
35,0		
55,0		
57,5		
45,0		
72,5		
42,5		
82,5		
42,5		
67,5		
75,0		
0,0		
57,5		
60,0		
85,0		
30,0		
80,0		
57,5		
37,5		
25,0		
67,5		
47,5		
25,0		
87,5		
50,0		
77,5		
37,5		
5,0		
72,5		
90,0		
	Descriptive Stats	
	Mean 54,0	
	Standard Deviation 24,2	
	n 35	
		Confidence Interval
		Low High
		45,68 62,32
	Margin of Error 8,32	
	How to Report	
	We can be 95,0% confident the population SUS Score is between 45,68 and 62,32	
	We can be 97,5% confident the population mean SUS Score is above 45,68	
	Calculations	
	alpha 0,05	
	Test Value 0	
	SD 24,21715483	
	Mean 54	
	Using Difference 54,000	
	SEM 4,093446289	
	t-critical value 2,032244498	
	Margin 8,318883698	
	Low 45,6811163	
	High 62,3188837	
	Additional Descriptives	
	Median 55,0	
	Mean 54,0	
	Min 0	
	Max 98	
	CV 0,44847	
	Copyright © 2004-2009 Measuring Usability LLC	

Confidence Interval around a SUS Score

* Required Fields

Input		Results	
Sample SUS Mean*	54	Confidence Interval	Low
Sample SUS Standard Deviation*	24,1		High
Sample Size*	35		
Confidence Level	95% ▼	Margin of Error	15%

How to Report

We can be 97,5% confident the population mean SUS Score is above 45,72
 We can be 95,0% confident the population mean SUS score is **between** 45,72 and 62,28

Calculations	
alpha	0,05
SEM	4,073643508
T-Critical 2-sided	2,032244498
Margin of Error	8,278639605
Margin of error %	15%

Copyright © 2004-2009 Measuring Usability LLC

Paste the Raw Data in the 1st Column--Remove Non Numeric Values

Raw Data*		Input		Results			
22,5				Difference (Mean SUS Score - Benchmark)		-14,0	
52,5	* Benchmark	68					
77,5							
97,5							
35	Confidence Level	95%				p-values	
37,5						Population Mean < Test Mean 0,99918	
35						Population Mean = Test Mean 0,00164	
55							
57,5	Descriptive Stats			Confidence Interval		Low High	
45	Mean	54,0				45,68 62,32	
72,5	Standard Deviation	24,2					
42,5	n	35		Margin of Error 8,32			
82,5						Power 0,92017	
42,5							
67,5							
75	How to Report						
0							
57,5	There is a	0,0822%	chance the population SUS mean is above			68,00	
60							
85							
30	We can be	97,5%	confident the population mean is above			45,68	
80	We can be	95,0%	confident the population mean is between			45,68 and 62,32	
57,5	We can be	95,0%	confident the difference between population and test mean is			5,68 and 22,32	
37,5							
25	Calculations						
67,5	alpha	0,05		Test statistic		-3,420101062	
47,5	Test Value	68		2 Sided p-value		0,00164399	
25	SD	24,21715483		1-p		0,99835601	
87,5	Mean	54		1 Sided p-value		0,0008220	
50	Using Difference	-14,000		1-p		0,9991780	
77,5	SEM	4,093446289		Probability Above Test Value		0,000821995	
37,5	t-critical value	2,032244498		Probability Below Test Value		0,999178005	
5	Margin	8,318883698					
72,5	Low	45,6811163					
90	High	62,3188837					
				Effect Size & Power			
				Cohen's D		0,81756	
				Tails		2,00000 1	
	Additional Descriptives			Standard Deviate		1,95996 1,6449	
	Median	55,0		Power		0,92017 0,9591	
				Beta		0,07983	
	Mean	54,0					
	Min	0					
	Max	98					
	CV	0,44847					
				Population Mean >Test Mea		0,000821995	

Sample Size For a Desired Margin of Error around a SUS Score

* Required Fields

Input		Results	
Desired Margin of Error (Points)	12	Sample Size Needed	16

Confidence Level 95% ▼

Reporting

To have a margin of error of +/- 11,50 points, you should plan on a sample size of 16

Calculations

Using Historical SUS SD 21
 Estimated Mean
 Z 1,959964
 z^2 3,841459
 s^2 441,00
 d^2 132,250
 $n = (z^2 s^2) / d^2$ 12,810
 Using Alpha 0,050
 Tails 2
 % of SD 54,76%

t iteration

Margin	11,190	11,190	11,190	11,190	11,190	11,190	11,190
n	16,000	16,000	16,000	16,000	16,000	16,000	16,000
SEM	5,250	5,250	5,250	5,250	5,250	5,250	5,250
t	2,131	2,131	2,131	2,131	2,131	2,131	2,131
n est	15,14932	15,14932	15,14931578	15,14931578	15,14932	15,14932	15,14932

Copyright © 2004-2009 Measuring Usability LLC

Sample Size & Power For Comparing a Mean to a Benchmark

* Required Fields

Estimate Sample Size				OR	Calculate Power Given Sample Size			
Input			Results		Input		Results	
Critical Difference	10,5		Sample Size Needed	35	Standard Deviation	24,2	Power	0,8064
Standard Deviation	24,2		Effect Size Estimate	0,614	Difference	10,5	Effect Size (d)	0,614
Power	80%				Sample Size	35		
					Alpha	0,05		
					Tails	1		
							Beta	0,193596659
Confidence Level	95%		Benchmark	68			b/a	3,871933181
			Sample Mean	78,5				
Tails	1							

Reporting

To have an 80,00% chance of detecting a difference of 10,5000 you need to plan on a sample size of 35 given an alpha of 0,05

The difference of 10,5000 between your mean and criterion is an effect size of 0,6136051 This can be read as a 0,6136 stdev differen..

A sample size of 35 will have a 80,64% chance of detecting a difference of 10,50 given an alpha of 0,05

Calculations

Tails	1	1	Power		Effect Size (d)	0,6136		
Standard Deviate	1,644854	1,64485363	2 Tailed	0,81476734	Power Z	0,8416		
Harmonic Mean	35		1-Tailed	0,81476734	Confidence Z	1,6449	Beta	0,2000
					Total Z	2,4865		
					Total Z^2	6,1826		
Alpha	0,05		Power		$\bar{d}$	4,0522		
			d^2	110,25	d^2	110,2500		
			s^2	585,64	2 Variance	585,6400		
			Conf Z	1,69092				
			Power Z	0,87597				
			Power Prob	0,806403341	Initial N	32,8413		

t iteration

initial n	35,000	35,000	35,000	35,000	35,000	35,000	35,000	33,000
Power t	0,852	0,852	0,852	0,852	0,852	0,852	0,852	0,853
Confidence t	1,691	1,691	1,691	1,691	1,691	1,691	1,691	1,694
Total Z	2,543	2,543	2,543	2,543	2,543	2,543	2,543	2,547
new n	34,35806	34,3580619	34,35806191	34,35806191	34,35806191	34,35806191	34,35806191	34,45653

Copyright © 2004-2010 Measuring Usability LLC

Sample Size For a Desired Margin of Error around an Average SUS Score

* Required Fields

Input		Results	
Desired Margin of Error (Points)	12,0	Sample Size Needed	15
Estimated stdev	21		
Confidence Level	95%		
Tails	2		
Reporting			
To have a margin of error of +/- 12,0 you should plan on a sample size of 15			

Calculations					
Alpha		0,05			
Desired Margin of Error Value		12,000			
Z		1,959964			
z^2		3,841459			
s^2		441,00			
d^2		144,000			
(z^2s^2)/d^2		11,764			
t iteration					
Margin	11,629	11,629	11,629	11,629	13,343
n	15,000	15,000	15,000	15,000	12,000
SEM	5,422	5,422	5,422	5,422	6,062
t	2,145	2,145	2,145	2,145	2,201
	14,08784	14,08784	14,08783659	14,08783659	14,835778

Copyright © 2004-2009 Measuring Usability LLC

Converting a Raw SUS Score to a Percentile Rank

* Required Fields

Input		Results	
Raw SUS Score*	54,0	Percentile Rank	18,1%
SUS Benchmark	All Products	Adjective :	OK
		Grade (Bangor):	F
		Grade (Sauro & Lewis):	D
		Acceptability:	Marginal

Reporting

A raw SUS score of 54,0 has a higher SUS score than 18,10% of All Products

Calculations

Actual Benchmark	68,000
Reflected Score	46,0
Reflected Benchmark	32
Ln Reflected Score	3,83
Ln Reflected Benchmark	3,466
Population SD	12,500
Ln SD	0,398067
z	0,912
Reflected %	0,819
%	0,181

Copyright © 2004-2011 Measuring Usability LLC

SUS Scoring Sheet & Reliability Test

Paste raw SUS data (scored from 1 to 5) in the columns labeled Q1-Q10 for upto 1000 responses.

* Required Fields

Protocolo: Resultados referente ao dados coletados pelo APÊNDICE O, p.504.

Descrição: Avaliação da usabilidade da cadeira de rodas utilizando o formulário **PADRÃO** do método SUS.

Gênero: Feminino (n=20)

Mean SUS Score 67,5

StDev 21,6

 # Non-Blank 20

Cronbach Alpha 0,754

Coding Check: Values appear to be coded correctly from 1 to 5

Internal Reliability: Good

GRUPO	SUJEITOS	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
G1	S3 SLF	5	1	5	4	3	2	2	2	5	5
	S14 AVG	5	1	1	3	5	1	5	1	5	1
	S15 APS	1	5	4	4	1	5	1	5	4	2
G2	S16 ETL	5	1	1	1	5	1	5	1	5	1
	S17 RRB	1	1	1	2	1	2	2	1	2	3
	S18 VSC	1	1	5	5	1	1	1	1	1	5
	S22 ACG	3	2	4	2	4	1	4	2	4	2
	S23 DPR	2	2	3	5	3	2	5	4	5	5
G3	S25 JQA	1	3	5	3	1	5	1	1	3	1
	S26 JNA	1	4	3	5	2	5	5	1	5	5
	S27 RMS	5	3	3	4	4	3	4	5	4	3
	S29 ESP	5	1	4	1	3	1	4	1	5	1
G4	S30 JAR	3	1	1	1	5	3	5	1	5	4
	S31 PLC	3	5	5	1	5	1	5	1	5	1
	S36 ACM	5	1	5	3	5	1	5	1	5	1
	S37 ACR	5	1	4	5	5	1	5	1	5	5
G5	S38 BSA	5	3	3	1	5	1	4	1	5	4
	S39 EVA	5	1	5	4	5	1	5	1	4	5
	S40 ROM	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S43 TCS	3	3	3	1	1	1	1	2	2	1

Scales		
SUS	Usability	Learnability
67,5	70,6	55,0
65,0	78,1	12,5
85,0	87,5	75,0
25,0	18,8	50,0
90,0	87,5	100,0
45,0	40,6	62,5
40,0	50,0	0,0
75,0	75,0	75,0
50,0	62,5	0,0
45,0	37,5	75,0
40,0	50,0	0,0
55,0	59,4	37,5
90,0	87,5	100,0
72,5	75,0	62,5
85,0	81,3	100,0
95,0	100,0	75,0
77,5	96,9	0,0
80,0	84,4	62,5
80,0	96,9	12,5
100,0	100,0	100,0
55,0	43,8	100,0

Observações:

(a) **Descrição dos grupos:** G1: Cadeirantes; G2: Designers; G3: Educador Físico; G4: Fisioterapeutas; G5: Outros.

(b) **Notas:** Os sujeitos S24-EFS, S41-GRO e S42-MHM foram excluídos desta análise por apresentarem dados inconsistentes.

(c) **Traduções dos termos:** Usability = Facilidade de Uso; Learnability = Aprendizado

SUS Scoring Sheet & Reliability Test

Paste raw SUS data (scored from 1 to 5) in the columns labeled Q1-Q10 for upto 1000 responses.

* Required Fields

Protocolo: Resultados referente ao dados coletados pelo APÊNDICE P, p.505.

Descrição: Avaliação da usabilidade da cadeira de rodas utilizando o formulário **ADAPTADO** do método SUS.

Gênero: Feminino (n=19)

Mean SUS Score 72,8

StDev 22,7

 # Non-Blank 19

Cronbach Alpha 0,817

Coding Check: Values appear to be coded correctly from 1 to 5

Internal Reliability: Good

GRUPO	SUJEITOS	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
G1	S3 SLF	5	1	5	2	4	1	4	5	5	1
G2	S14 AVG	5	5	5	5	5	1	4	1	5	1
	S15 APS	1	5	4	4	1	5	1	5	4	2
	S16 ETL	4	2	5	1	4	1	5	1	5	1
	S17 RRB	1	1	1	1	1	2	1	2	1	1
	S18 VSC	1	5	1	1	1	5	1	1	1	1
G3	S22 ACG	2	4	5	2	4	1	4	2	5	1
	S25 JQA	3	1	1	1	1	2	1	1	2	4
	S27 RMS	5	3	3	4	4	3	4	5	4	3
G4	S29 ESP	2	1	5	1	5	3	4	1	5	1
	S30 JAR	4	1	5	1	5	4	3	1	4	3
	S31 PLC	4	1	5	4	5	1	5	1	5	1
G5	S36 ACM	2	1	5	1	2	1	5	1	5	1
	S37 ACR	5	1	4	1	5	1	5	1	5	1
	S38 BSA	4	4	5	1	5	1	4	1	5	1
	S39 EVA	4	1	4	2	3	2	5	1	5	1
	S40 ROM	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S42 MHM	5	5	5	1	5	1	5	1	5	1
	S43 TCS	3	3	3	1	1	1	1	2	2	1

Scales		
SUS	Usability	Learnability
72,8	69,9	84,2
82,5	81,3	87,5
77,5	84,4	50,0
25,0	18,8	50,0
92,5	90,6	100,0
45,0	31,3	100,0
30,0	12,5	100,0
75,0	71,9	87,5
47,5	43,8	62,5
55,0	59,4	37,5
85,0	81,3	100,0
77,5	78,1	75,0
90,0	96,9	62,5
85,0	81,3	100,0
97,5	96,9	100,0
87,5	84,4	100,0
85,0	84,4	87,5
100,0	100,0	100,0
90,0	87,5	100,0
55,0	43,8	100,0

Observações:

(a) Descrição dos grupos: G1: Cadeirantes; G2: Designers; G3: Educador Físico; G4: Fisioterapeutas; G5: Outros.

(b) Notas: Os sujeitos S23-DRP, S24-EFS, S26-JNA e S41-GRO foram excluídos desta análise por apresentarem dados inconsistentes.

(c) Traduções dos termos: Usability = Facilidade de Uso; Learnability = Aprendizado

SUS Scoring Sheet & Reliability Test

Paste raw SUS data (scored from 1 to 5) in the columns labeled Q1-Q10 for upto 1000 responses.

* Required Fields

Protocolo: Resultados referente ao dados coletados pelo APÊNDICE O, p.504 e APÊNDICE P, p.505
Descrição: Avaliação da usabilidade da cadeira de rodas utilizando o formulário **PADRÃO** do método SUS.
Gênero: Feminino (n=20)

Mean SUS Score 70,1
StDev 22,0
 # Non-Blank 39
Cronbach Alpha 0,779

Coding Check: Values appear to be coded correctly from 1 to 5
Internal Reliability: Good

GRUPO	SUJEITOS	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
G1	S3 SLF	5	1	5	4	3	2	2	2	5	5
	S14 AVG	5	1	1	3	5	1	5	1	5	1
G2	S15 APS	1	5	4	4	1	5	1	5	4	2
	S16 ETL	5	1	1	1	5	1	5	1	5	1
	S17 RRB	1	1	1	2	1	2	2	1	2	3
	S18 VSC	1	1	5	5	1	1	1	1	1	5
G3	S22 ACG	3	2	4	2	4	1	4	2	4	2
	S23 DPR	2	2	3	5	3	2	5	4	5	5
	S25 JQA	1	3	5	3	1	5	1	1	3	1
	S26 JNA	1	4	3	5	2	5	5	1	5	5
	S27 RMS	5	3	3	4	4	3	4	5	4	3
G4	S29 ESP	5	1	4	1	3	1	4	1	5	1
	S30 JAR	3	1	1	1	5	3	5	1	5	4
G5	S31 PLC	3	5	5	1	5	1	5	1	5	1
	S36 ACM	5	1	5	3	5	1	5	1	5	1
	S37 ACR	5	1	4	5	5	1	5	1	5	5
	S38 BSA	5	3	3	1	5	1	4	1	5	4
	S39 EVA	5	1	5	4	5	1	5	1	4	5
	S40 ROM	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S43 TCS	3	3	3	1	1	1	1	2	2	1
G1	S3 SLF	5	1	5	2	4	1	4	5	5	1
G2	S14 AVG	5	5	5	5	5	1	4	1	5	1
	S15 APS	1	5	4	4	1	5	1	5	4	2
	S16 ETL	4	2	5	1	4	1	5	1	5	1
	S17 RRB	1	1	1	1	1	2	1	2	1	1
	S18 VSC	1	5	1	1	1	5	1	1	1	1
G3	S22 ACG	2	4	5	2	4	1	4	2	5	1
	S25 JQA	3	1	1	1	1	2	1	1	2	4
	S27 RMS	5	3	3	4	4	3	4	5	4	3
G4	S29 ESP	2	1	5	1	5	3	4	1	5	1
	S30 JAR	4	1	5	1	5	4	3	1	4	3
	S31 PLC	4	1	5	4	5	1	5	1	5	1
G5	S36 ACM	2	1	5	1	2	1	5	1	5	1
	S37 ACR	5	1	4	1	5	1	5	1	5	1
	S38 BSA	4	4	5	1	5	1	4	1	5	1
	S39 EVA	4	1	4	2	3	2	5	1	5	1
	S40 ROM	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S42 MHM	5	5	5	1	5	1	5	1	5	1
	S43 TCS	3	3	3	1	1	1	1	2	2	1

Scales		
SUS	Usability	Learnability
70,1	70,3	69,2
65,0	78,1	12,5
85,0	87,5	75,0
25,0	18,8	50,0
90,0	87,5	100,0
45,0	40,6	62,5
40,0	50,0	0,0
75,0	75,0	75,0
50,0	62,5	0,0
45,0	37,5	75,0
40,0	50,0	0,0
55,0	59,4	37,5
90,0	87,5	100,0
72,5	75,0	62,5
85,0	81,3	100,0
95,0	100,0	75,0
77,5	96,9	0,0
80,0	84,4	62,5
80,0	96,9	12,5
100,0	100,0	100,0
55,0	43,8	100,0
82,5	81,3	87,5
77,5	84,4	50,0
25,0	18,8	50,0
92,5	90,6	100,0
45,0	31,3	100,0
30,0	12,5	100,0
75,0	71,9	87,5
47,5	43,8	62,5
55,0	59,4	37,5
85,0	81,3	100,0
77,5	78,1	75,0
90,0	96,9	62,5
85,0	81,3	100,0
97,5	96,9	100,0
87,5	84,4	100,0
85,0	84,4	87,5
100,0	100,0	100,0
90,0	87,5	100,0
55,0	43,8	100,0

Confidence Interval and Test Around Raw SUS Data

Paste the Raw Data in the 1st Column--Remove Non Numeric Values

* Required Fields

Raw Data*	Input	Results
0,0	* Confidence Level 95%	
5,0		
22,5		
25,0		
25,0		
25,0		
25,0		
25,0		
25,0		
25,0		
25,0		
30,0		
30,0		
35,0		
35,0		
37,5		
37,5		
37,5		
40,0		
40,0		
42,5		
42,5		
45,0		
45,0		
45,0		
45,0		
47,5		
47,5		
50,0		
50,0		
52,5		
55,0		
55,0		
55,0		
55,0		
55,0		
57,5		
57,5		
57,5		
60,0		
67,5		
72,5		
72,5		
72,5		
75,0		
75,0		
75,0		
75,0		
77,5		

Descriptive Stats		Confidence Interval	
Mean	67,5	Low	High
Standard Deviation	21,6	50,97	73,89
n	20	Margin of Error	11,46

How to Report				
We can be	95,0%	confident the population SUS Score is between	50,97	and 73,89
We can be	97,5%	confident the population mean SUS Score is above	50,97	

Calculations	
alpha	0,05
Test Value	0
SD	24,48062089
Mean	62,43150685
Using Difference	62,432
SEM	5,474033244
t-critical value	2,09302405
Margin	11,45728323
Low	50,97422362
High	73,88879008
Additional Descriptives	
Median	67,5
Mean	62,4
Min	0
Max	100
CV	0,34598

Copyright © 2004-2009 Measuring Usability LLC

Confidence Interval around a SUS Score

* Required Fields

Input		Results		
Sample SUS Mean*	67,5	Confidence Interval	Low	High
Sample SUS Standard Deviation*	21,6		57,391	77,609
Sample Size*	20	Margin of Error 15%		
Confidence Level	95% ▼			

How to Report

We can be 97,5% confident the population mean SUS Score is above 57,39
 We can be 95,0% confident the population mean SUS score is **between** 57,39 and 77,61

Calculations	
alpha	0,05
SEM	4,829906831
T-Critical 2-sided	2,09302405
Margin of Error	10,10911116
Margin of error %	15%

Comparing a SUS Score to a Benchmark (1-Sample t-test)

Paste the Raw Data in the 1st Column--Remove Non Numeric Values

* Required Fields

Raw Data *	Input	Results
0		Difference (Mean SUS Score - Benchmark) -0,5
5	* Benchmark 68	
22,5		p-values
25		Population Mean < Test Mean 0,83909
25	Confidence Level 95% ▼	Population Mean = Test Mean 0,32181
25		
30		
30	Descriptive Stats	Confidence Interval
35	Mean 67,5	Low 50,97 High 73,89
35	Standard Deviation 21,6	Margin of Error 11,46
37,5	n 20	
37,5		Power 0,16576
37,5		
40		
40	How to Report	
42,5	There is a 16,0906% chance the population SUS mean is above	68,00
42,5		
45	We can be 97,5% confident the population mean is above	50,97
45	We can be 95,0% confident the population mean is between	50,97 and 73,89
45	We can be 95,0% confident the difference between population and test mean is	-5,89 and 17,03
47,5		
47,5		
50	Calculations	
50	alpha 0,05	Test statistic -1,017255998
52,5	Test Value 68	2 Sided p-value 0,321811076
55	SD 24,48062089	1-p 0,678188924
55	Mean 62,43150685	1 Sided p-value 0,1609055
55	Using Difference -5,568	1-p 0,8390945
55	SEM 5,474033244	
55	t-critical value 2,09302405	Probability Above Test Value 0,160905538
57,5	Margin 11,45728323	Probability Below Test Value 0,839094462
57,5	Low 50,97422362	
57,5	High 73,88879008	
60		Effect Size & Power
67,5		Cohen's D 0,32168
67,5		Tails 2,00000 1
67,5	Additional Descriptives	Standard Deviate 1,95996 1,6449
72,5	Median 67,5	Power 0,16576 0,2591
72,5		Beta 0,83424
72,5	Mean 62,4	
75	Min 0	
75	Max 100	
75	CV 0,34598	
77,5		Population Mean >Test Mean 0,160905538
77,5		
77,5		
77,5		

Sample Size For a Desired Margin of Error around a SUS Score

* Required Fields

Input		Results	
Desired Margin of Error (Points)	10	Sample Size Needed	20

Confidence Level 95% ▼

Reporting

To have a margin of error of +/- 10,00 points, you should plan on a sample size of 20

Calculations

Using Historical SUS SD 21
Estimated Mean

Z 1,959964
 z^2 3,841459
 s^2 441,00
 d^2 100,000
 $n = (z^2 s^2) / d^2$ 16,941
 Using Alpha 0,050
 Tails 2
 % of SD 47,62%

t iteration

Margin	9,828	9,828	9,828	9,828	9,828	9,828	9,828	10,797
n	20,000	20,000	20,000	20,000	20,000	20,000	20,000	17,000
SEM	4,696	4,696	4,696	4,696	4,696	4,696	4,696	5,093
t	2,093	2,093	2,093	2,093	2,093	2,093	2,093	2,120
n est	19,31911	19,31911	19,31910606	19,31910606	19,31911	19,31911	19,31911	19,81853

Copyright © 2004-2009 Measuring Usability LLC

Sample Size & Power For Comparing a Mean to a Benchmark

* Required Fields

Estimate Sample Size				Calculate Power Given Sample Size			
Input		Results		Input		Results	
Critical Difference	8	Sample Size Needed	44	Standard Deviation	24,2	Power	0,5393
Standard Deviation	20,8	Effect Size Estimate	0,544	Difference	5	Effect Size (d)	0,292
Power	80%			Sample Size	73		
				Alpha	0,05		
				Tails	1		
Confidence Level	95%	Benchmark	70			Beta	0,460708144
		Sample Mean	78			b/a	9,214162882
Tails	1						

Reporting

To have an 80,00% chance of detecting a difference of 8,0000 you need to plan on a sample size of 44 given an alpha of 0,05

The difference of 8,0000 between your mean and criterion is an effect size of 0,5439283 This can be read as a 0,5439 stdev differen.

A sample size of 73 will have a 53,93% chance of detecting a difference of 5,00 given an alpha of 0,05

Calculations

Tails	1	1	Power		Effect Size (d)	0,5439		
Standard Deviate	1,644854	1,64485363	2 Tailed	0,544510392	Power Z	0,8416		
Harmonic Mean	73		1-Tailed	0,544510392	Confidence Z	1,6449	Beta	0,2000
			Power		Total Z	2,4865		
Alpha	0,05		d^2	25	Total Z^2	6,1826		
			s^2	585,64	δ	4,5713		
			Conf Z	1,66629	d^2	64,0000		
			Power Z	0,09900	2 Variance	432,6400		
			Power Prob	0,539291856	Initial N	41,7941		

t iteration

initial n	44,000	44,000	44,000	44,000	44,000	44,000	44,000	42,000
Power t	0,850	0,850	0,850	0,850	0,850	0,850	0,850	0,850
Confidence t	1,681	1,681	1,681	1,681	1,681	1,681	1,681	1,683
Total Z	2,531	2,531	2,531	2,531	2,531	2,531	2,531	2,533
new n	43,30878	43,3087823	43,30878227	43,30878227	43,30878227	43,30878227	43,30878227	43,384891

Copyright © 2004-2010 Measuring Usability LLC

Sample Size For a Desired Margin of Error around an Average SUS Score

* Required Fields

Input		Results	
Desired Margin of Error (Points)	10,0	Sample Size Needed	20
Estimated stdev	21		
Confidence Level	95%		
Tails	2		

Reporting

To have a margin of error of +/- 10,0 you should plan on a sample size of 20

Calculations					
Alpha		0,05			
Desired Margin of Error Value		10,000			
Z	1,959964				
z^2	3,841459				
s^2	441,00				
d^2	100,000				
(z^2s^2)/d^2	16,941				
t iteration					
Margin	9,828	9,828	9,828	9,828	10,797
n	20,000	20,000	20,000	20,000	17,000
SEM	4,696	4,696	4,696	4,696	5,093
t	2,093	2,093	2,093	2,093	2,120
	19,31911	19,31911	19,31910606	19,31910606	19,818533

Copyright © 2004-2009 Measuring Usability LLC

Converting a Raw SUS Score to a Percentile Rank

* Required Fields

Input			Results	
Raw SUS Score*	67,5		Percentile Rank	48,4%
SUS Benchmark	All Products		Adjective :	OK
			Grade (Bangor):	D
			Grade (Sauro & Lewis):	C
			Acceptability:	Marginal

Reporting

A raw SUS score of 67,5 has a higher SUS score than 48,45% of All Products

Calculations

Actual Benchmark	68,000
Reflected Score	32,5
Reflected Benchmark	32
Ln Reflected Score	3,48
Ln Reflected Benchmark	3,466
Population SD	12,500
Ln SD	0,398067
z	0,039
Reflected %	0,516
%	0,484

Copyright © 2004-2011 Measuring Usability LLC

SUS Scoring Sheet & Reliability Test

Paste raw SUS data (scored from 1 to 5) in the columns labeled Q1-Q10 for upto 1000 responses.

* Required Fields

Protocolo: Resultados referente ao dados coletados pelo APÊNDICE O, p.504

Descrição: Avaliação da usabilidade da cadeira de rodas utilizando o formulário **PADRÃO** do método SUS.

Gênero: Masculino (n=16); Feminino (n=20)

Mean SUS Score 62,4

StDev 21,7

 # Non-Blank 36

Cronbach Alpha 0,781

Coding Check: Values appear to be coded correctly from 1 to 5

Internal Reliability: Good

GRUPO	SUJEITOS	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
G1	S1 RRB	1	1	5	5	1	5	1	5	2	5
	S2 FAL	3	2	5	3	3	5	3	3	5	5
G2	S4 AFC	4	2	5	1	4	2	3	2	3	1
	S5 AFA	4	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S6 ALA	1	2	2	4	2	3	2	3	1	2
	S9 FSS	3	4	4	5	2	5	3	3	3	3
	S10 JCE	3	5	3	4	1	2	3	4	3	4
	S11 LGL	3	2	3	4	3	2	2	3	4	2
	S13 TGS	1	2	3	1	1	1	2	1	3	2
G3	S19 GTC	1	1	2	2	3	4	3	3	2	3
	S20 RDB	5	1	1	1	2	1	1	1	5	1
	S21 TBO	2	2	1	2	2	3	2	2	2	3
G4	S28 ARA	5	3	5	5	4	1	5	1	5	1
G5	S33 ROS	2	1	5	5	2	3	2	2	2	5
	S34 RRM	3	2	2	3	3	2	5	2	5	2
	S35 TRP	5	1	1	5	5	1	5	1	5	3
G1	S3 SLF	5	1	5	4	3	2	2	2	5	5
G2	S14 AVG	5	1	1	3	5	1	5	1	5	1
	S15 APS	1	5	4	4	1	5	1	5	4	2
	S16 ETL	5	1	1	1	5	1	5	1	5	1
	S17 RRB	1	1	1	2	1	2	2	1	2	3
	S18 VSC	1	1	5	5	1	1	1	1	1	5
G3	S22 ACG	3	2	4	2	4	1	4	2	4	2
	S23 DPR	2	2	3	5	3	2	5	4	5	5
	S25 JQA	1	3	5	3	1	5	1	1	3	1
	S26 JNA	1	4	3	5	2	5	5	1	5	5
	S27 RMS	5	3	3	4	4	3	4	5	4	3
G4	S29 ESP	5	1	4	1	3	1	4	1	5	1
	S30 JAR	3	1	1	1	5	3	5	1	5	4
	S31 PLC	3	5	5	1	5	1	5	1	5	1
G5	S36 ACM	5	1	5	3	5	1	5	1	5	1
	S37 ACR	5	1	4	5	5	1	5	1	5	5
	S38 BSA	5	3	3	1	5	1	4	1	5	4
	S39 EVA	5	1	5	4	5	1	5	1	4	5
	S40 ROM	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S43 TCS	3	3	3	1	1	1	1	2	2	1

Scales		
SUS	Usability	Learnability
62,4	64,7	53,5
22,5	28,1	0,0
52,5	59,4	25,0
77,5	71,9	100,0
97,5	96,9	100,0
35,0	31,3	50,0
37,5	40,6	25,0
35,0	37,5	25,0
55,0	56,3	50,0
57,5	50,0	87,5
45,0	40,6	62,5
72,5	65,6	100,0
42,5	37,5	62,5
82,5	90,6	50,0
42,5	53,1	0,0
67,5	68,8	62,5
75,0	87,5	25,0
65,0	78,1	12,5
85,0	87,5	75,0
25,0	18,8	50,0
90,0	87,5	100,0
45,0	40,6	62,5
40,0	50,0	0,0
75,0	75,0	75,0
50,0	62,5	0,0
45,0	37,5	75,0
40,0	50,0	0,0
55,0	59,4	37,5
90,0	87,5	100,0
72,5	75,0	62,5
85,0	81,3	100,0
95,0	100,0	75,0
77,5	96,9	0,0
80,0	84,4	62,5
80,0	96,9	12,5
100,0	100,0	100,0
55,0	43,8	100,0

SUS Scoring Sheet & Reliability Test

Paste raw SUS data (scored from 1 to 5) in the columns labeled Q1-Q10 for upto 1000 responses.

* Required Fields

Protocolo: Resultados referente ao dados coletados pelo APÊNDICE P, p.505

Descrição: Avaliação da usabilidade da cadeira de rodas utilizando o formulário **ADAPTADO** do método SUS.

Gênero: Masculino (n=19)

Mean SUS Score 62,5

StDev 26,8

 # Non-Blank 38

Cronbach Alpha 0,885

Coding Check: Values appear to be coded correctly from 1 to 5
Internal Reliability: Good

GRUPO	SUJEITOS	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
G1	S1 RRB	1	5	1	5	1	5	1	5	1	5
	S2 FAL	5	3	5	3	2	5	3	3	5	3
	S4 AFC	3	4	3	2	4	2	3	1	4	4
	S5 AFA	4	2	4	1	3	1	4	1	5	1
	S6 ALA	2	3	1	4	1	3	1	3	3	3
G2	S7 COS	5	3	5	2	5	4	5	2	5	2
	S8 ESB	4	5	5	4	5	4	5	3	3	3
	S9 FSS	2	2	3	4	2	2	2	4	2	4
	S10 JCE	1	4	3	4	1	5	1	3	3	3
	S11 LGL	3	2	3	1	3	1	5	2	3	4
G3	S13 TGS	1	1	2	2	1	1	1	2	1	1
	S19 GTC	1	1	3	4	2	3	1	5	1	5
	S20 RDB	5	1	5	2	2	1	4	1	5	1
	S21 TBO	4	3	3	2	1	2	1	2	2	2
	S28 ARA	3	3	5	1	3	3	4	1	5	1
G5	S32 LAS	5	5	3	2	3	5	2	4	2	4
	S33 ROS	1	4	2	5	1	5	1	5	1	5
	S34 RRM	4	3	4	2	3	2	4	2	5	2
	S35 TRP	5	5	5	1	5	1	5	1	5	1
G1	S3 SLF	5	1	5	2	4	1	4	5	5	1
G2	S14 AVG	5	5	5	5	5	1	4	1	5	1
	S15 APS	1	5	4	4	1	5	1	5	4	2
	S16 ETL	4	2	5	1	4	1	5	1	5	1
	S17 RRB	1	1	1	1	1	2	1	2	1	1
	S18 VSC	1	5	1	1	1	5	1	1	1	1
G3	S22 ACG	2	4	5	2	4	1	4	2	5	1
	S25 JQA	3	1	1	1	1	2	1	1	2	4
	S27 RMS	5	3	3	4	4	3	4	5	4	3
G4	S29 ESP	2	1	5	1	5	3	4	1	5	1
	S30 JAR	4	1	5	1	5	4	3	1	4	3
	S31 PLC	4	1	5	4	5	1	5	1	5	1
G5	S36 ACM	2	1	5	1	2	1	5	1	5	1
	S37 ACR	5	1	4	1	5	1	5	1	5	1
	S38 BSA	4	4	5	1	5	1	4	1	5	1
	S39 EVA	4	1	4	2	3	2	5	1	5	1
	S40 ROM	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S42 MHM	5	5	5	1	5	1	5	1	5	1
	S43 TCS	3	3	3	1	1	1	1	2	2	1

Scales		
SUS	Usability	Learnability
62,5	60,6	70,1
0,0	0,0	0,0
57,5	59,4	50,0
60,0	62,5	50,0
85,0	81,3	100,0
30,0	28,1	37,5
80,0	81,3	75,0
57,5	62,5	37,5
37,5	40,6	25,0
25,0	21,9	37,5
67,5	68,8	62,5
47,5	37,5	87,5
25,0	28,1	12,5
87,5	87,5	87,5
50,0	43,8	75,0
77,5	71,9	100,0
37,5	34,4	50,0
5,0	6,3	0,0
72,5	71,9	75,0
90,0	87,5	100,0
82,5	81,3	87,5
77,5	84,4	50,0
25,0	18,8	50,0
92,5	90,6	100,0
45,0	31,3	100,0
30,0	12,5	100,0
75,0	71,9	87,5
47,5	43,8	62,5
55,0	59,4	37,5
85,0	81,3	100,0
77,5	78,1	75,0
90,0	96,9	62,5
85,0	81,3	100,0
97,5	96,9	100,0
87,5	84,4	100,0
85,0	84,4	87,5
100,0	100,0	100,0
90,0	87,5	100,0
55,0	43,8	100,0

SUS Scoring Sheet & Reliability Test

Paste raw SUS data (scored from 1 to 5) in the columns labeled Q1-Q10 for upto 1000 responses.

* Required Fields

Protocolo: Resultados referente ao dados coletados pelo APÊNDICE O, p.504 e APÊNDICE P, p.505
Descrição: Avaliação da usabilidade da cadeira de rodas utilizando o formulário **PADRÃO + ADAPTADO** do método SUS.
Gênero: Masculino (n=16); Feminino (n=20)

Mean SUS Score	62,5		
StDev	24,3		
# Non-Blank	74	<i>Coding Check:</i>	Values appear to be coded correctly from 1 to 5
Cronbach Alpha	0,840	<i>Internal Reliability:</i>	Good

GRUPO	SUJEITOS	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
G1	S1 RRB	1	1	5	5	1	5	1	5	2	5
	S2 FAL	3	2	5	3	3	5	3	3	5	5
G2	S4 AFC	4	2	5	1	4	2	3	2	3	1
	S5 AFA	4	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S6 ALA	1	2	2	4	2	3	2	3	1	2
	S9 FSS	3	4	4	5	2	5	3	3	3	3
	S10 JCE	3	5	3	4	1	2	3	4	3	4
	S11 LGL	3	2	3	4	3	2	2	3	4	2
	S13 TGS	1	2	3	1	1	1	2	1	3	2
G3	S19 GTC	1	1	2	2	3	4	3	3	2	3
	S20 RDB	5	1	1	1	2	1	1	1	5	1
	S21 TBO	2	2	1	2	2	3	2	2	2	3
G4	S28 ARA	5	3	5	5	4	1	5	1	5	1
G5	S33 ROS	2	1	5	5	2	3	2	2	2	5
	S34 RRM	3	2	2	3	3	2	5	2	5	2
	S35 TRP	5	1	1	5	5	1	5	1	5	3
G1	S3 SLF	5	1	5	4	3	2	2	2	5	5
G2	S14 AVG	5	1	1	3	5	1	5	1	5	1
	S15 APS	1	5	4	4	1	5	1	5	4	2
	S16 ETL	5	1	1	1	5	1	5	1	5	1
	S17 RRB	1	1	1	2	1	2	2	1	2	3
	S18 VSC	1	1	5	5	1	1	1	1	1	5
	S22 ACG	3	2	4	2	4	1	4	2	4	2
G3	S23 DPR	2	2	3	5	3	2	5	4	5	5
	S25 JQA	1	3	5	3	1	5	1	1	3	1
	S26 JNA	1	4	3	5	2	5	5	1	5	5
	S27 RMS	5	3	3	4	4	3	4	5	4	3
	S29 ESP	5	1	4	1	3	1	4	1	5	1
G4	S30 JAR	3	1	1	1	5	3	5	1	5	4
	S31 PLC	3	5	5	1	5	1	5	1	5	1
	S36 ACM	5	1	5	3	5	1	5	1	5	1
G5	S37 ACR	5	1	4	5	5	1	5	1	5	5
	S38 BSA	5	3	3	1	5	1	4	1	5	4
	S39 EVA	5	1	5	4	5	1	5	1	4	5
	S40 ROM	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S43 TCS	3	3	3	1	1	1	1	2	2	1

Scales		
SUS	Usability	Learnability
62,5	62,6	62,0
22,5	28,1	0,0
52,5	59,4	25,0
77,5	71,9	100,0
97,5	96,9	100,0
35,0	31,3	50,0
37,5	40,6	25,0
35,0	37,5	25,0
55,0	56,3	50,0
57,5	50,0	87,5
45,0	40,6	62,5
72,5	65,6	100,0
42,5	37,5	62,5
82,5	90,6	50,0
42,5	53,1	0,0
67,5	68,8	62,5
75,0	87,5	25,0
65,0	78,1	12,5
85,0	87,5	75,0
25,0	18,8	50,0
90,0	87,5	100,0
45,0	40,6	62,5
40,0	50,0	0,0
75,0	75,0	75,0
50,0	62,5	0,0
45,0	37,5	75,0
40,0	50,0	0,0
55,0	59,4	37,5
90,0	87,5	100,0
72,5	75,0	62,5
85,0	81,3	100,0
95,0	100,0	75,0
77,5	96,9	0,0
80,0	84,4	62,5
80,0	96,9	12,5
100,0	100,0	100,0
55,0	43,8	100,0

G1	S1	RRB	1	5	1	5	1	5	1	5	1	5
	S2	FAL	5	3	5	3	2	5	3	3	5	3
G2	S4	AFC	3	4	3	2	4	2	3	1	4	4
	S5	AFA	4	2	4	1	3	1	4	1	5	1
	S6	ALA	2	3	1	4	1	3	1	3	3	3
	S7	COS	5	3	5	2	5	4	5	2	5	2
	S8	ESB	4	5	5	4	5	4	5	3	3	3
	S9	FSS	2	2	3	4	2	2	2	4	2	4
	S10	JCE	1	4	3	4	1	5	1	3	3	3
	S11	LGL	3	2	3	1	3	1	5	2	3	4
	S13	TGS	1	1	2	2	1	1	1	2	1	1
G3	S19	GTC	1	1	3	4	2	3	1	5	1	5
	S20	RDB	5	1	5	2	2	1	4	1	5	1
	S21	TBO	4	3	3	2	1	2	1	2	2	2
G4	S28	ARA	3	3	5	1	3	3	4	1	5	1
G5	S32	LAS	5	5	3	2	3	5	2	4	2	4
	S33	ROS	1	4	2	5	1	5	1	5	1	5
	S34	RRM	4	3	4	2	3	2	4	2	5	2
	S35	TRP	5	5	5	1	5	1	5	1	5	1
G1	S3	SLF	5	1	5	2	4	1	4	5	5	1
G2	S14	AVG	5	5	5	5	5	1	4	1	5	1
	S15	APS	1	5	4	4	1	5	1	5	4	2
	S16	ETL	4	2	5	1	4	1	5	1	5	1
	S17	RRB	1	1	1	1	1	2	1	2	1	1
	S18	VSC	1	5	1	1	1	5	1	1	1	1
G3	S22	ACG	2	4	5	2	4	1	4	2	5	1
	S25	JQA	3	1	1	1	1	2	1	1	2	4
	S27	RMS	5	3	3	4	4	3	4	5	4	3
G4	S29	ESP	2	1	5	1	5	3	4	1	5	1
	S30	JAR	4	1	5	1	5	4	3	1	4	3
	S31	PLC	4	1	5	4	5	1	5	1	5	1
G5	S36	ACM	2	1	5	1	2	1	5	1	5	1
	S37	ACR	5	1	4	1	5	1	5	1	5	1
	S38	BSA	4	4	5	1	5	1	4	1	5	1
	S39	EVA	4	1	4	2	3	2	5	1	5	1
	S40	ROM	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	S42	MHM	5	5	5	1	5	1	5	1	5	1
	S43	TCS	3	3	3	1	1	1	1	2	2	1

0,0	0,0	0,0
57,5	59,4	50,0
60,0	62,5	50,0
85,0	81,3	100,0
30,0	28,1	37,5
80,0	81,3	75,0
57,5	62,5	37,5
37,5	40,6	25,0
25,0	21,9	37,5
67,5	68,8	62,5
47,5	37,5	87,5
25,0	28,1	12,5
87,5	87,5	87,5
50,0	43,8	75,0
77,5	71,9	100,0
37,5	34,4	50,0
5,0	6,3	0,0
72,5	71,9	75,0
90,0	87,5	100,0
82,5	81,3	87,5
77,5	84,4	50,0
25,0	18,8	50,0
92,5	90,6	100,0
45,0	31,3	100,0
30,0	12,5	100,0
75,0	71,9	87,5
47,5	43,8	62,5
55,0	59,4	37,5
85,0	81,3	100,0
77,5	78,1	75,0
90,0	96,9	62,5
85,0	81,3	100,0
97,5	96,9	100,0
87,5	84,4	100,0
85,0	84,4	87,5
100,0	100,0	100,0
90,0	87,5	100,0
55,0	43,8	100,0

Confidence Interval and Test Around Raw SUS Data

Paste the Raw Data in the 1st Column--Remove Non Numeric Values

* Required Fields

Raw Data*	Input	Results
22,5	* Confidence Level 95%	
52,5		
77,5		
97,5		
35,0		
37,5		
35,0		
55,0		
57,5		
45,0		
72,5		
42,5		
82,5		
42,5		
67,5		
75,0		
65,0		
85,0		
25,0		
90,0		
45,0		
40,0		
75,0		
50,0		
45,0		
40,0		
55,0		
90,0		
72,5		
85,0		
95,0		
77,5		
80,0		
80,0		
100,0		
55,0		
57,5		
60,0		
85,0		
30,0		
80,0		
57,5		
37,5		
25,0		

Descriptive Stats	
Mean	62,5
Standard Deviation	24,3
n	74

Confidence Interval	
Margin of Error	5,63

How to Report	
We can be	95,0% confident the population SUS Score is between 56,83 and 68,10
We can be	97,5% confident the population mean SUS Score is above 56,83

Calculations	
alpha	0,05
Test Value	0
SD	24,31420058
Mean	62,46621622
Using Difference	62,466
SEM	2,826468405
t-critical value	1,992997097
Margin	5,633143328
Low	56,83307289
High	68,09935954
Additional Descriptives	
Median	66,3
Mean	62,5
Min	0
Max	100
CV	0,38924

Copyright © 2004-2009 Measuring Usability LLC

Confidence Interval around a SUS Score

* Required Fields

Input		Results		
Sample SUS Mean*	62,5	Confidence Interval	Low	High
Sample SUS Standard Deviation*	24,3		56,870	68,130
Sample Size*	74			
Confidence Level	95% ▼	Margin of Error	9%	

How to Report

We can be 97,5% confident the population mean SUS Score is above 56,87
 We can be 95,0% confident the population mean SUS score is **between** 56,87 and 68,13

Calculations

alpha 0,05
 SEM 2,824817621
 T-Critical 2-sided 1,992997097
 Margin of Error 5,62985332
 Margin of error % 9%

Paste the Raw Data in the 1st Column--Remove Non Numeric Values

Raw Data*	Input		Results	
22,5			Difference (Mean SUS Score - Benchmark)	-5,4
52,5	* Benchmark	68		
77,5				p-values
97,5			Population Mean < Test Mean	0,96995
35	Confidence Level	95%	Population Mean = Test Mean	0,06010
37,5				
35				
55				
57,5	Descriptive Stats		Confidence Interval	
45	Mean	62,6		
72,5	Standard Deviation	24,3		
42,5	n	74	Margin of Error	5,67
82,5				
42,5				
67,5				
75	How to Report			
65				
85	There is a	3,0051%	chance the population SUS mean is above	68,00
25				
90				
45	We can be	97,5%	confident the population mean is above	56,90
40	We can be	95,0%	confident the population mean is between	56,90 and 68,24
75	We can be	95,0%	confident the difference between population and test mean is	-0,24 and 11,10
50				
45	Calculations			
40	alpha	0,05	Test statistic	-1,909701679
55	Test Value	68	2 Sided p-value	0,060101004
90	SD	24,46643322	1-p	0,939898996
72,5	Mean	62,56849315	1 Sided p-value	0,0300505
85	Using Difference	-5,432	1-p	0,9699495
95	SEM	2,844165091		
77,5	t-critical value	1,992997097	Probability Above Test Value	0,030050502
80	Margin	5,66841277	Probability Below Test Value	0,969949498
80	Low	56,90008038		
100	High	68,23690592		
0			Effect Size & Power	
57,5			Cohen's D	0,31395
60	Additional Descriptives		Tails	2,00000
85	Median	67,5	Standard Deviate	1,95996
30			Power	0,47433
80	Mean	62,6	Beta	0,52567
57,5	Min	0		
37,5	Max	100		
25	CV	0,38837		
67,5			Population Mean >Test Me	0,030050502
47,5				
25				
87,5				

Sample Size For a Desired Margin of Error around a SUS Score

* Required Fields

Input		Results	
Desired Margin of Error (Points)	5	Sample Size Needed	71

Confidence Level 95% ▼

Reporting

To have a margin of error of +/- 5,00 points, you should plan on a sample size of 71

Calculations

Using Historical SUS SD 21
 Estimated Mean
 Z 1,959964
 z^2 3,841459
 s^2 441,00
 d^2 25,000
 $n = (z^2 s^2) / d^2$ 67,763
 Using Alpha 0,050
 Tails 2
 % of SD 23,81%

t iteration

Margin	4,971	4,971	4,971	4,971	4,971	4,971	4,971	5,083
n	71,000	71,000	71,000	71,000	71,000	71,000	71,000	68,000
SEM	2,492	2,492	2,492	2,492	2,492	2,492	2,492	2,547
t	1,994	1,994	1,994	1,994	1,994	1,994	1,994	1,996
n est	70,16803	70,16803	70,16802667	70,16802667	70,168027	70,16803	70,16803	70,27863

Copyright © 2004-2009 Measuring Usability LLC

Sample Size & Power For Comparing a Mean to a Benchmark

* Required Fields

Estimate Sample Size					Calculate Power Given Sample Size				
Input		Results			Input		Results		
Critical Difference	8	Sample Size Needed	44	OR	Standard Deviation	24,2	Power	0,5393	
Standard Deviation	20,8	Effect Size Estimate	0,544		Difference	5	Effect Size (d)	0,292	
Power	80%				Sample Size	73			
Confidence Level	95%		Benchmark	70	Alpha	0,05	Beta	0,460708144	
			Sample Mean	78	Tails	1	b/a	9,214162882	
Tails	1								

Reporting									
To have an	80,00%	chance of detecting a difference of	8,0000	you need to plan on a sample size of	44	given an alpha of	0,05		
The difference of	8,0000	between your mean and criterion is an effect size of	0,5439283	This can be read as a	0,5439	standard deviation diffe			
A sample size of	73	will have a	53,93%	chance of detecting a difference of	5,00	given an alpha of	0,05		

Calculations									
Tails	1	1	Power		Effect Size (d)	0,5439			
Standard Deviate	1,644854	1,64485363	2 Tailed	0,544510392	Power Z	0,8416			
Harmonic Mean	73		1-Tailed	0,544510392	Confidence Z	1,6449	Beta	0,2000	
			Power		Total Z	2,4865			
Alpha	0,05		d^2	25	Total Z^2	6,1826			
			s^2	585,64	δ	4,5713			
			Conf Z	1,66629	d^2	64,0000			
			Power Z	0,09900	2 Variance	432,6400			
			Power Prob	0,539291856	Initial N	41,7941			

t iteration									
initial n	44,000	44,000	44,000	44,000	44,000	44,000	44,000	44,000	42,000
Power t	0,850	0,850	0,850	0,850	0,850	0,850	0,850	0,850	0,850
Confidence t	1,681	1,681	1,681	1,681	1,681	1,681	1,681	1,681	1,683
Total Z	2,531	2,531	2,531	2,531	2,531	2,531	2,531	2,531	2,533
new n	43,30878	43,3087823	43,30878227	43,30878227	43,30878227	43,30878227	43,30878227	43,30878227	43,384891

Copyright © 2004-2010 Measuring Usability LLC

Sample Size For a Desired Margin of Error around an Average SUS Score

* Required Fields

Input		Results	
Desired Margin of Error (Points)	5,0	Sample Size Needed	71
Estimated stdev	21		
Confidence Level	95%		
Tails	2		
<i>Reporting</i>			
To have a margin of error of +/-		5,0	you should plan on a sample size of 71

<i>Calculations</i>					
Alpha		0,05			
Desired Margin of Error Value		5,000			
Z	1,959964				
z^2	3,841459				
s^2	441,00				
d^2	25,000				
(z^2s^2)/d^2	67,763				
t iteration					
Margin	4,971	4,971	4,971	4,971	5,083
n	71,000	71,000	71,000	71,000	68,000
SEM	2,492	2,492	2,492	2,492	2,547
t	1,994	1,994	1,994	1,994	1,996
	70,16803	70,16803	70,16802667	70,16802667	70,278629

Copyright © 2004-2009 Measuring Usability LLC

Converting a Raw SUS Score to a Percentile Rank

* Required Fields

Input		Results	
Raw SUS Score*	62,5	Percentile Rank	34,5%
SUS Benchmark	All Products	Adjective :	OK
		Grade (Bangor):	D
		Grade (Sauro & Lewis):	D
		Acceptability:	Marginal

Reporting

A raw SUS score of 62,5 has a higher SUS score than 34,52% of All Products

Calculations

Actual Benchmark	68,000
Reflected Score	37,5
Reflected Benchmark	32
Ln Reflected Score	3,62
Ln Reflected Benchmark	3,466
Population SD	12,500
Ln SD	0,398067
z	0,398
Reflected %	0,655
%	0,345

Copyright © 2004-2011 Measuring Usability LLC

APÊNDICE W - Resultados da Avaliação das Tarefas Básicas (Grau de Satisfação)

QUADRO W1 - Resultados da Avaliação das Tarefas Básicas com os Sujeitos Masculinos

TAREFAS BÁSICAS DA CADEIRA DE RODAS												TOTAL	GRAU DE SATISFAÇÃO				
SUJEITOS (n=20)		ABRIR	SENTAR	MANOBRAR	ESTACIONAR	LEVANTAR	DESV. OBSTÁCULOS	TOCAR	AJUSTAR	FECHAR	TRANSFERIR						
		T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10		1	2	3	4	5
G1	S1	RRB	2	3	2	2	2	1	1	2	4	21,0	2	12	3	4	0
	S2	FAL	4	5	5	5	3	5	3	4	3	42,0	0	0	9	8	25
G2	S6	ALA	1	3	2	2	3	2	2	1	1	19,0	3	10	6	0	0
	S10	JCE	3	4	3	3	4	3	4	3	2	32,0	0	2	15	12	0
	S4	AFC	4	4	2	3	3	4	3	4	3	33,0	0	2	15	16	0
	S5	AFA	2	4	3	2	4	3	4	4	5	35,0	0	4	6	20	5
	S13	TGS	1	5	4	4	2	5	5	3	2	35,0	1	4	3	12	15
	S8	ESB	4	4	4	4	4	4	3	2	4	37,0	0	2	3	32	0
	S9	FSS	3	3	4	4	3	4	5	4	3	37,0	0	0	12	20	5
	S7	COS	3	4	5	5	2	5	5	4	4	41,0	0	2	3	16	20
	S11	LGL	3	4	5	5	3	5	5	4	3	41,0	0	0	9	12	20
	S12	LRL	3	5	5	4	5	5	3	5	4	44,0	0	0	6	8	30
G3	S21	TBO	2	4	2	3	2	3	1	1	3	23,0	2	4	3	1	0
	S19	GTC	2	4	4	4	5	5	4	2	4	39,0	0	4	0	20	15
	S20	RDB	3	4	5	5	4	5	5	5	4	45,0	0	0	1	12	30
G4	S28	ARA	3	5	5	5	3	5	5	3	3	40,0	0	0	15	0	25
G5	S34	ROS	1	2	3	3	4	3	2	2	1	22,0	3	3	3	1	0
	S33	RRM	3	5	4	3	4	4	5	3	4	38,0	0	0	12	16	10
	S32	LAS	5	5	4	4	5	5	4	4	5	46,0	0	0	0	16	30
	S35	TRP	5	5	5	5	5	5	5	5	5	50,0	0	0	0	0	50
Grau de Satisfação	1	3	0	0	0	0	0	1	2	3	2	MÉDIA 18,6	Observações: a) Grupos: G1: Cadeirantes; G2: Designers; G3: Educadores Físicos; G4: Fisioterapeutas; G5: Outras Especialidades. b) Escala de Satisfação: (1) Discorda Fortemente; (2) Discorda; (3) Sem Opinião; (4) Concorda; (5) Discorda Fortemente. c) Notas: Sujeito que apontar "sem opinião" para todas as respostas apresentará um índice de 30 pontos.				
	2	4	0	4	3	4	3	2	3	4	0						
	3	8	2	3	5	6	4	2	7	4	5						
	4	3	6	6	6	6	3	6	6	5	8						
	5	2	2	7	6	4	10	9	2	4	5						
TOTAL	Total	57	40	76	75	70	80	80	63	63	74	678					
	%	8,4	5,9	11,2	11,1	10,3	11,8	11,8	9,3	9,3	10,9	100					

Observações:

APÊNDICE W

QUADRO W2 - Resultados da Avaliação das Tarefas Básicas com os Sujeitos Femininos

TAREFAS BÁSICAS DA CADEIRA DE RODAS													TOTAL	GRAU DE SATISFAÇÃO				
SUJEITOS (n=23; Gênero Feminino)			ABRIR T1	SENTAR T2	MANOBRAR T3	ESTACIONAR T4	LEVANTAR T5	DESV. OBSTÁCULOS T6	TOCAR T7	AJUSTAR T8	FECHAR T9	TRANSFERIR T10						
G1	S3	SLF	3	2	4	5	5	1	2	1	1	3	27,0	3	4	6	4	10
	S14	AVG	4	5	5	5	5	4	5	5	5	4	47,0	0	0	0	8	35
G2	S15	APS	1	2	3	4	5	3	4	3	1	2	28,0	2	4	9	8	5
	S16	ETL	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	50,0	0	0	0	0	50
	S17	RRB	1	3	3	3	2	2	2	2	1	2	21,0	2	10	9	0	0
	S18	VSC	1	3	2	3	2	5	3	1	2	2	24,0	2	8	9	0	5
	S22	ACG	1	5	3	3	1	4	5	5	5	5	37,0	2	0	6	4	25
G3	S23	DPR	3	3	2	5	5	5	4	3	5	4	39,0	0	2	9	8	20
	S24	EFS	4	5	5	5	5	5	5	5	5	5	49,0	0	0	0	4	45
	S25	JQA	3	3	3	4	1	2	1	2	3	4	26,0	2	4	12	8	0
	S26	JNA	4	5	5	5	4	5	4	4	5	5	46,0	0	0	0	16	30
	S27	RMS	4	5	3	4	4	4	4	4	5	1	38,0	1	0	3	24	10
	S29	EFP	3	5	4	4	5	5	5	3	4	5	43,0	0	0	6	12	25
G4	S30	JAR	1	5	4	2	5	5	4	5	2	5	38,0	1	4	0	8	25
	S31	PLC	2	5	3	5	5	5	4	4	5	3	41,0	0	2	6	8	25
G5	S36	ACM	2	3	3	3	4	4	5	3	3	4	34,0	0	2	15	12	5
	S37	ACR	3	4	4	3	4	4	3	3	4	4	36,0	0	0	12	24	0
	S38	BSA	4	5	5	5	1	5	5	5	4	2	41,0	1	2	0	8	30
	S39	EVA	4	5	3	3	4	4	3	4	4	3	37,0	0	0	12	20	5
	S40	ROM	3	5	5	5	5	5	5	5	5	5	48,0	0	0	3	0	45
	S41	GRO	2	5	3	2	5	3	4	4	1	3	32,0	1	4	9	8	10
	S42	MHM	5	5	3	5	1	5	5	5	5	5	44,0	1	0	3	0	40
	S43	TCS	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4	31,0	0	0	27	4	0
Grau de Satisfação	1	5	0	0	0	4	1	1	2	4	1	MÉDIA 17,0	Observações: a) Grupos: G1: Cadeirantes; G2: Designers; G3: Educadores Físicos; G4: Fisioterapeutas; G5: Outras Especialidades. b) Escala de Satisfação: (1) Discorda Fortemente; (2) Discorda; (3) Sem Opinião; (4) Concorda; (5) Discorda Fortemente. c) Notas: Sujeito que apontar "sem opinião" para todas as respostas apresentará um índice de 30 pontos.					
	2	6	4	4	4	4	4	4	4	4	8							
	3	21	18	33	21	3	9	12	18	9	12							
	4	24	4	16	16	20	24	28	20	16	24							
	5	10	70	30	50	60	55	45	40	50	40							
TOTAL	Σ	226	428	321	385	401	407	382	344	353	349	3596						
	%	6,3	11,9	8,9	10,7	11,2	11,3	10,6	9,6	9,8	9,7	100						

Observações:

ANEXO X - Força de Acionamento da Cadeira de Rodas

SUJEITOS (n=24)			A	B	C	D	E	F	G	H	I		J	
			m _{suj}	m _i	l ₁	l ₂	W _f	W _t	R _f	R _t	F		F _{mão}	
			[kg]	[kg]	[m]	[m]	[N]	[N]	[N]	[N]	[N]	[kgf]	[N]	[kgf]
MASCULINO (n=13)	S5	AFA	105,0	122,6	0,32	0,19	217,56	366,41	3,26	5,50	131,36	13,39	197,04	20,09
	S6	ALA	75,5	93,1	0,31	0,20	173,90	269,55	2,61	4,04	99,75	10,17	149,63	15,26
	S7	COS	73,0	90,6	0,31	0,25	211,54	262,31	3,17	3,93	97,71	9,96	146,56	14,95
	S8	ESB	72,4	90,0	0,36	0,14	117,68	302,61	1,77	4,54	96,30	9,82	144,46	14,73
	S10	JCE	80,3	97,9	0,35	0,16	146,30	320,02	2,19	4,80	104,89	10,70	157,34	16,04
	S12	LRL	87,5	105,1	0,36	0,19	186,50	353,38	2,80	5,30	113,20	11,54	169,80	17,31
	S20	RDB	77,0	94,6	0,41	0,13	114,86	362,25	1,72	5,43	101,76	10,38	152,63	15,56
	S21	TBO	72,0	89,6	0,34	0,16	133,89	284,52	2,01	4,27	95,88	9,78	143,81	14,66
	S28	ARA	84,0	101,6	0,32	0,17	161,31	303,65	2,42	4,55	108,57	11,07	162,86	16,61
	S32	LAS	73,0	90,6	0,36	0,18	152,31	304,62	2,28	4,57	97,45	9,94	146,18	14,91
	S33	RRM	71,0	88,6	0,40	0,11	91,02	331,00	1,37	4,96	94,93	9,68	142,40	14,52
	S34	ROS	116,0	133,6	0,30	0,27	336,90	374,33	5,05	5,62	144,27	14,71	216,40	22,07
	S35	TRP	69,0	86,6	0,36	0,20	161,76	291,17	2,43	4,37	93,39	9,52	140,09	14,29
	MEDIA		81,2	98,8	0,35	0,18	169,66	317,37	2,54	4,76	106,11	10,82	159,17	16,23
	D. PADRÃO		13,2	13,2	0,03	0,04	57,61	34,65	0,86	0,52	14,55	1,48	21,82	2,22
FEMININO (n=11)	S22	ACG	88,5	106,1	0,33	0,20	198,19	327,01	2,97	4,91	113,98	11,62	170,97	17,43
	S23	DPR	86,0	103,6	0,34	0,20	193,52	328,98	2,90	4,93	111,44	11,36	167,16	17,05
	S24	EFS	63,0	80,6	0,32	0,18	135,50	240,89	2,03	3,61	86,25	8,79	129,37	13,19
	S25	JQA	67,0	84,6	0,33	0,17	134,32	260,74	2,01	3,91	90,53	9,23	135,79	13,85
	S26	JNA	71,0	88,6	0,36	0,14	115,85	297,90	1,74	4,47	94,81	9,67	142,21	14,50
	S27	RMS	78,0	95,6	0,32	0,18	160,72	285,72	2,41	4,29	102,30	10,43	153,44	15,65
	S30	JAR	76,0	93,6	0,36	0,14	122,39	314,71	1,84	4,72	100,16	10,21	150,23	15,32
	S37	ACR	94,0	111,6	0,25	0,28	291,85	260,58	4,38	3,91	119,89	12,23	179,83	18,34
	S40	ROM	78,0	95,6	0,31	0,21	187,50	276,79	2,81	4,15	102,56	10,46	153,85	15,69
	S41	GRO	73,0	90,6	0,39	0,15	126,93	330,01	1,90	4,95	97,45	9,94	146,18	14,91
	S42	MHM	70,0	87,6	0,29	0,14	114,54	237,26	1,72	3,56	92,88	9,47	139,32	14,21
	MEDIA		76,8	94,4	0,33	0,18	161,94	287,33	2,43	4,31	101,11	10,31	151,67	15,47
	D. PADRÃO		9,1	9,1	0,04	0,04	50,87	33,29	0,76	0,50	10,32	1,05	15,47	1,58
	Observação: O APÊNDICE XX, p.XX refere-se aos valores de (l ₁ e l ₂), Distância entre os eixos dianteiro e traseiro ao Centro de Gravidade (CG) da cadeira de rodas.								MÉDIA		103,82	10,59	155,73	15,88
DESVIO PADRÃO (DP)									13,03	1,33	19,55	1,99		
LEGENDA								PERCENTIL ESTIMADO DA FORÇA DE PROPULSÃO	P99,9	99,8%	142,9	14,6	214,4	21,9
									P99,5	99%	137,4	14,0	206,1	21,0
A	Massa do Sujeito (m _{suj})						[kg]		P99	98%	134,1	13,7	201,2	20,5
B	Massa da Interface (m _i)						[kg]		P97,5	95%	129,2	13,2	193,8	19,8
C	Distância do Eixo Dianteiro ao CG da CR (l ₁)						[m]		P97	94%	128,3	13,1	192,5	19,6
D	Distância do Eixo Traseiro ao CG da CR (l ₂)						[m]		P95	90%	125,3	12,8	188,0	19,2
E	Peso sobre o Eixo Dianteiro (W _f)						[N]		P90	80%	120,5	12,3	180,8	18,4
F	Peso sobre o Eixo Traseiro (W _t)						[N]		P85	70%	117,4	12,0	176,1	18,0
G	Força de Resist. ao Rolam. sobre o Eixo Dianteiro (R _f)						[N]		P80	60%	114,8	11,7	172,2	17,6
H	Força de Resist. ao Rolam. sobre o Eixo Dianteiro (R _t)						[N]		P75	50%	112,6	11,5	168,8	17,2
I	Força de Acionamento (F)						[N; kgf]		P50		103,8	10,6	155,7	15,9
J	Força de Acionamento em cada mão (F _{Mão})						[N; kgf]		P25	50%	95,1	9,7	142,6	14,5
K	Massa da Cadeira de Rodas (m _{CR})				17,6		[kg]		P20	60%	92,9	9,5	139,3	14,2
L	Diâmetro Roda Traseira (R)				24		[inch]		P15	70%	90,3	9,2	135,4	13,8
M	Diâmetro do Rodízio (r)				8		[inch]		P10	80%	87,1	8,9	130,7	13,3
N	Comprimento da Cadeira (L)				1,050		[m]		P5	90%	82,3	8,4	123,5	12,6
O	Coef. de Atrito Dinâmico (μ)				0,015		[-]		P3	94%	79,3	8,1	119,0	12,1
P	Aceleração da Gravidade (g)				9,807		[m/s ²]		P2,5	95%	78,4	8,0	117,6	12,0
Q	Conversão: 1 [N]				0,102		[kgf]		P1	98%	73,5	7,5	110,3	11,2
									P0,5	99%	70,3	7,2	105,4	10,7
								P0,1	99,8%	64,7	6,6	97,1	9,9	

Fonte: TILLEY E HENRY DRAYFUSS ASSOCIATES (2005); LOMBARDI (2005).

APÊNDICE Z - Forças Biomecânicas do Membro Superior Atuantes na Propulsão da Cadeira de Rodas

SUJEITOS (n=24)			BRAÇO						ANTEBRAÇO						PUNHO									
			A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	
			mb	cb	db	lzz _b	Fb _x	Fb _y	M _b	ma	ca	da	lzz _a	Fo _x	Fo _y	M _o	mp	cp	dp	lzz _p	Fp _x	Fp _y	M _p	
MASCULINO (n=13)	S5	AFA	3,41	0,32	0,10	0,039				1,96	0,26	0,10	0,016				0,68	0,10	0,10	0,002				
	S6	ALA	2,45	0,30	0,10	0,025				1,41	0,23	0,09	0,009				0,49	0,10	0,10	0,002				
	S7	COS	2,37	0,32	0,10	0,026				1,37	0,21	0,09	0,008				0,47	0,10	0,10	0,001				
	S8	ESB	2,35	0,32	0,10	0,027				1,35	0,27	0,10	0,011				0,47	0,10	0,10	0,002				
	S10	JCE	2,61	0,30	0,10	0,027				1,50	0,25	0,09	0,011				0,52	0,10	0,10	0,002				
	S12	LRL	3,32	0,40	0,10	0,053				1,91	0,30	0,09	0,018				0,66	0,10	0,10	0,002				
	S20	RDB	2,50	0,31	0,10	0,026				1,44	0,24	0,09	0,010				0,50	0,10	0,10	0,002				
	S21	TBO	2,34	0,34	0,10	0,028				1,35	0,22	0,09	0,008				0,47	0,10	0,10	0,001				
	S28	ARA	2,73	0,36	0,10	0,037				1,57	0,27	0,09	0,013				0,55	0,10	0,10	0,002				
	S32	LAS	2,37	0,32	0,10	0,026				1,37	0,25	0,09	0,010				0,47	0,10	0,10	0,001				
	S33	RRM	2,31	0,28	0,10	0,021				1,33	0,24	0,09	0,009				0,46	0,10	0,10	0,001				
	S34	ROS	3,77	0,34	0,10	0,045				2,17	0,20	0,09	0,012				0,75	0,10	0,10	0,002				
	S35	TRP	2,24	0,30	0,09	0,022				1,29	0,20	0,09	0,007				0,45	0,09	0,09	0,001				
	MÉDIA		2,68	0,32	0,10	0,031	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	1,54	0,24	0,09	0,01	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	0,54	0,10	0,10	0,002	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	
	D. PADRÃO		0,50	0,03	0,00	0,010	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	0,29	0,03	0,00	0,00	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	0,10	0,00	0,00	0,000	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	
FEMININO (n=11)	S22	ACG	2,88	0,21	0,10	0,018				1,65	0,27	0,09	0,014				0,58	0,10	0,10	0,002				
	S23	DPR	2,80	0,24	0,10	0,020				1,61	0,26	0,09	0,012				0,56	0,10	0,10	0,002				
	S24	EFS	2,05	0,20	0,09	0,011				1,18	0,26	0,09	0,009				0,41	0,09	0,09	0,001				
	S25	JQA	2,18	0,22	0,10	0,014				1,25	0,26	0,09	0,010				0,44	0,10	0,10	0,001				
	S26	JNA	2,31	0,18	0,10	0,011				1,33	0,26	0,09	0,010				0,46	0,09	0,09	0,001				
	S27	RMS	2,54	0,20	0,10	0,015				1,46	0,27	0,09	0,012				0,51	0,10	0,10	0,002				
	S30	JAR	2,47	0,23	0,10	0,018				1,42	0,28	0,09	0,013				0,49	0,10	0,10	0,002				
	S37	ACR	3,06	0,18	0,09	0,015				1,76	0,25	0,08	0,012				0,61	0,09	0,09	0,002				
	S40	ROM	2,54	0,24	0,10	0,018				1,46	0,26	0,09	0,011				0,51	0,10	0,10	0,002				
	S41	GRO	2,37	0,30	0,10	0,023				1,37	0,27	0,09	0,011				0,47	0,10	0,10	0,001				
	S42	MHM	2,28	0,30	0,10	0,023				1,31	0,27	0,09	0,011				0,46	0,10	0,10	0,001				
	MÉDIA		2,50	0,23	0,10	0,017	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	1,44	0,27	0,09	0,011	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	0,50	0,10	0,10	0,002	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	
	D. PADRÃO		0,31	0,04	0,00	0,004	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	0,18	0,01	0,00	0,002	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	0,06	0,00	0,00	0,000	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	
AMOSTRA	MÉDIA		2,59	0,28	0,10	0,024	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	1,49	0,25	0,09	0,011	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	0,52	0,10	0,10	0,002	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	
	D. PADRÃO		0,42	0,06	0,00	0,010	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	0,24	0,03	0,00	0,003	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	0,08	0,00	0,00	0,000	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	
	VARIÂNCIA		0,18	0,00	0,00	0,000	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	0,06	0,00	0,00	0,000	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	0,01	0,00	0,00	0,000	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!	
LEGENDA	A	Massa do braço						[kg]	H	Massa do antebraço						[kg]	O	Massa do punho						[kg]
	B	Comprimento do braço						[m]	I	Comprimento do antebraço						[m]	P	Comprimento do punho						[m]
	C	Diâmetro do braço						[m]	J	Diâmetro do antebraço						[m]	Q	Diâmetro do punho						[m]
	D	Momento de inércia do braço						[kg.m ²]	K	Momento de inércia do antebraço						[kg.m ²]	R	Momento de inércia do punho						[kg.m ²]
	E	Força						[N]	L	Força						[N]	S	Força						[N]
	F	Força						[N]	M	Força						[N]	T	Força						[N]
	G	Momento no braço						[N.m]	N	Momento no Ombro						[N.m]	U	Momento no punho						[N.m]

APÊNDICE AA - Parâmetros Temporais e Cinemáticos dos Padrões de Propulsão Manual da Cadeira de Rodas

QUADRO AA1 - Parâmetros Temporais e Cinemáticos do Padrão de Propulsão em Formato de Oito

SUJEITOS (n=23)			TEMPORAIS				CADEIRA DE RODAS	FLEXÃO TRONCO	CINEMÁTICOS											
			Impulso	Recuper.	Ciclo	Frequência			Desloc. Linear	Desloc. Linear	Desloc. Linear	OMBRO			COTOVELO			PUNHO/MÃO		
												Elevação			Desloc. Linear	Elevação			Desloc. Linear	Elevação
									Mín.	Máx.	Ampl.		Mín.	Máx.		Ampl.		Mín.		Máx.
MASCULINO (n=12)	S5	AFA	0,93	1,15	2,08	48,08	1,01	-0,03	0,98	0,24	0,36	0,12	1,18	0,62	0,72	0,10	1,27	0,89	0,92	0,03
	S6	ALA	0,83	0,57	1,40	71,43	0,86	-0,03	0,83	0,09	0,11	0,02	1,01	0,24	0,36	0,12	1,06	0,60	0,71	0,11
	S7	COS	0,70	0,63	1,33	75,19	0,81	-0,01	0,80	1,09	1,15	0,06	1,01	0,85	1,00	0,15	0,97	0,45	0,60	0,15
	S8	ESB	0,55	0,60	1,15	86,96	0,62	0,00	0,62	1,08	1,12	0,04	0,71	0,79	0,91	0,12	0,62	0,43	0,55	0,12
	S10	JCE	1,15	0,93	2,08	48,08	0,99	0,02	1,01	1,11	1,14	0,03	1,09	0,84	0,97	0,13	1,14	0,49	0,64	0,15
	S12	LRL	1,07	0,48	1,55	64,52	0,84	0,05	0,89	1,17	1,23	0,06	1,23	0,85	1,02	0,17	1,26	0,43	0,62	0,19
	S20	RDB	0,40	0,75	1,15	86,96	0,96	0,06	1,02	1,17	1,20	0,03	1,11	0,90	1,00	0,10	1,12	0,55	0,65	0,10
	S28	ARA	0,50	0,45	0,95	105,26	0,78	0,00	0,78	1,12	1,16	0,04	0,89	0,85	0,97	0,12	0,92	0,43	0,58	0,15
	S32	LAS	0,97	0,9	1,87	53,48	0,85	0,02	0,87	1,14	1,17	0,03	1,01	0,87	0,95	0,08	1,11	0,47	0,60	0,13
	S33	RRM	0,47	0,48	0,95	105,26	0,68	-0,01	0,67	1,18	1,20	0,02	0,82	0,92	1,02	0,10	0,82	0,58	0,67	0,09
	S34	ROS	0,68	0,45	1,13	88,50	0,69	-0,02	0,67	1,13	1,20	0,07	0,78	0,89	1,03	0,14	0,87	0,53	0,62	0,09
	S35	TRP	0,37	0,5	0,87	114,94	0,65	0,01	0,66	1,08	1,11	0,03	0,81	0,85	0,97	0,12	0,85	0,51	0,64	0,13
	MÉDIA		0,72	0,66	1,38	79,05	0,81	0,01	0,82	0,97	1,01	0,05	0,97	0,79	0,91	0,12	1,00	0,53	0,65	0,12
	D. PADRÃO		0,27	0,23	0,43	22,83	0,13	0,03	0,14	0,38	0,37	0,03	0,17	0,19	0,19	0,02	0,19	0,13	0,09	0,04
FEMININO (n=10)	S23	DPR	0,70	1,03	1,73	57,80	1,14	-0,01	1,13	1,10	1,10	0,00	1,26	0,85	0,91	0,06	1,28	0,50	0,54	0,04
	S24	EFS	0,83	0,83	1,66	60,24	0,45	0,04	0,49	1,15	1,18	0,03	0,59	0,89	0,99	0,10	0,61	0,57	0,64	0,07
	S25	JQA	0,80	0,58	1,38	72,46	0,82	-0,01	0,81	1,10	1,14	0,04	0,96	0,85	0,98	0,13	1,09	0,51	0,61	0,10
	S26	JNA	0,40	0,53	0,93	107,53	0,63	-0,02	0,61	1,19	1,22	0,03	0,73	0,96	1,10	0,14	0,74	0,62	0,71	0,09
	S27	RMS	0,47	0,45	0,92	108,70	0,44	0,00	0,44	1,12	1,14	0,02	0,57	0,87	0,94	0,07	0,54	0,50	0,58	0,08
	S30	JAR	0,45	0,28	0,73	136,99	0,49	0,02	0,51	1,14	1,17	0,03	0,64	0,88	0,95	0,07	0,71	0,48	0,59	0,11
	S37	ACR	0,38	0,45	0,83	120,48	0,52	-0,01	0,51	1,13	1,16	0,03	0,71	0,91	1,06	0,15	0,68	0,55	0,66	0,11
	S40	ROM	0,95	0,55	1,50	66,67	0,58	-0,02	0,56	0,77	0,80	0,03	0,78	0,52	0,62	0,10	0,99	0,15	0,29	0,14
	S41	GRO	0,32	0,6	0,92	108,70	0,69	-0,01	0,68	1,10	1,14	0,04	0,81	0,85	1,00	0,15	0,72	0,51	0,62	0,11
	S42	MHM	0,75	0,58	1,33	75,19	0,86	0,01	0,87	1,12	1,16	0,04	1,10	0,86	0,98	0,12	1,25	0,48	0,62	0,14
	MÉDIA		0,61	0,59	1,19	91,47	0,66	0,00	0,66	1,09	1,12	0,03	0,82	0,84	0,95	0,11	0,86	0,49	0,59	0,10
	D. PADRÃO		0,22	0,21	0,37	28,12	0,22	0,02	0,22	0,12	0,12	0,01	0,23	0,12	0,13	0,03	0,27	0,13	0,11	0,03
AMOSTRA	MÉDIA		0,67	0,63	1,29	84,70	0,74	0,00	0,75	1,02	1,06	0,04	0,90	0,81	0,93	0,12	0,94	0,51	0,62	0,11
	DES. PADRÃO		0,25	0,22	0,41	25,53	0,19	0,02	0,19	0,29	0,28	0,02	0,21	0,16	0,16	0,03	0,24	0,13	0,11	0,04
	VARIÂNCIA		0,06	0,05	0,16	651,92	0,04	0,00	0,04	0,08	0,08	0,00	0,04	0,03	0,03	0,00	0,06	0,02	0,01	0,00

Observação: Tempo = Centésimos de Segundo [cc]; Frequência = Ciclos por Minuto (CPM); Distância = Metros [m]

APÊNDICE AA

QUADRO AA2 - Parâmetros Temporais e Cinemáticos do Padrão de Propulsão em Formato de Circular

SUJEITOS (n=23)			TEMPORAIS				CADEIRA DE RODAS	FLEXÃO TRONCO	CINEMÁTICOS											
			Impulso	Recuper.	Ciclo	Frequência			Desloc. Linear	Desloc. Linear	OMBRO			COTOVELO			PUNHO/MÃO			
											Desloc. Linear	Elevação		Desloc. Linear	Elevação		Desloc. Linear	Elevação		
									Mín.	Máx.	Ampl.		Mín.	Máx.	Ampl.		Mín.	Máx.	Ampl.	
MASCULINO (n=11)	S5	AFA	0,83	1,32	2,15	46,51	0,96	0,00	0,96	1,01	1,04	0,03	1,15	0,71	0,86	0,15	1,34	0,31	0,49	0,18
	S6	ALA	0,57	0,67	1,24	80,65	1,21	-0,04	1,17	1,04	1,08	0,04	1,31	0,78	0,92	0,14	1,51	0,38	0,54	0,16
	S8	ESB	0,27	0,85	1,12	89,29	0,99	0,00	0,99	1,05	1,11	0,06	1,04	0,77	0,93	0,16	1,08	0,35	0,54	0,19
	S10	JCE	1,17	1,24	2,41	41,49	1,06	0,03	1,09	1,00	1,05	0,05	1,19	0,75	0,91	0,16	1,43	0,35	0,57	0,22
	S12	LRL	0,62	0,98	1,60	62,50	1,20	0,00	1,20	1,15	1,22	0,07	1,50	0,83	1,05	0,22	1,50	0,36	0,63	0,27
	S21	TBO	0,55	1,08	1,63	61,35	0,77	0,02	0,79	1,11	1,16	0,05	0,94	0,89	1,04	0,15	1,08	0,45	0,62	0,17
	S28	ARA	0,33	0,63	0,96	104,17	1,00	0,00	1,00	1,09	1,14	0,05	1,14	0,81	0,96	0,15	1,20	0,41	0,58	0,17
	S32	LAS	0,48	1,30	1,78	56,18	1,09	-0,09	1,00	1,14	1,20	0,06	1,25	0,86	1,01	0,15	1,41	0,42	0,61	0,19
	S33	RRM	0,40	0,63	1,03	97,09	1,10	0,05	1,15	0,88	0,94	0,06	1,26	0,62	0,78	0,16	1,25	0,22	0,41	0,19
	S34	ROS	0,63	0,98	1,61	62,11	0,97	0,07	1,04	1,11	1,19	0,08	1,22	0,87	1,03	0,16	1,26	0,46	0,61	0,15
	S35	TRP	0,25	0,72	0,97	103,09	0,65	0,02	0,67	1,07	1,12	0,05	0,76	0,85	0,97	0,12	0,98	0,46	0,64	0,18
	MÉDIA		0,55	0,95	1,50	73,13	1,00	0,01	1,01	1,06	1,11	0,05	1,16	0,79	0,95	0,16	1,28	0,38	0,57	0,19
D. PADRÃO		0,27	0,27	0,49	22,63	0,17	0,04	0,16	0,08	0,08	0,01	0,20	0,08	0,08	0,02	0,18	0,07	0,07	0,03	
FEMININO (n=10)	S22	ACG	0,42	0,67	1,09	91,74	1,00	-0,01	0,99	1,13	1,19	0,06	1,25	0,86	1,02	0,16	1,35	0,43	0,65	0,22
	S23	DPR	0,40	0,83	1,23	81,30	1,07	0,05	1,12	1,14	1,18	0,04	1,22	0,87	0,96	0,09	1,36	0,47	0,59	0,12
	S24	EFS	0,90	1,07	1,97	50,76	0,84	0,04	0,88	1,10	1,17	0,07	1,08	0,82	0,99	0,17	1,45	0,43	0,62	0,19
	S25	JQA	0,52	0,72	1,24	80,65	0,89	-0,01	0,88	1,07	1,10	0,03	1,03	0,83	0,97	0,14	1,20	0,45	0,59	0,14
	S26	JNA	0,57	0,70	1,27	78,74	0,88	-0,01	0,87	1,11	1,13	0,02	0,99	0,89	1,00	0,11	1,18	0,49	0,63	0,14
	S27	RMS	0,57	0,85	1,42	70,42	0,89	-0,03	0,86	1,14	1,16	0,02	0,93	0,90	0,99	0,09	1,13	0,49	0,59	0,10
	S30	JAR	1,48	1,24	2,72	36,76	0,48	0,07	0,55	1,15	1,18	0,03	0,88	0,97	0,99	0,02	1,08	0,44	0,59	0,15
	S40	ROM	0,93	0,75	1,68	59,52	0,63	0,01	0,64	1,11	1,15	0,04	0,83	0,86	0,98	0,12	0,99	0,47	0,63	0,16
	S41	GRO	0,50	0,85	1,35	74,07	1,12	-0,03	1,09	1,03	1,06	0,03	1,23	0,79	0,94	0,15	1,25	0,42	0,57	0,15
	S42	MHM	0,58	0,70	1,28	78,13	0,90	0,02	0,92	1,05	1,10	0,05	1,15	0,78	0,94	0,16	1,19	0,38	0,56	0,18
	MÉDIA		0,69	0,84	1,53	70,21	0,87	0,01	0,88	1,10	1,14	0,04	1,06	0,86	0,98	0,12	1,22	0,45	0,60	0,16
	D. PADRÃO		0,33	0,18	0,49	16,52	0,19	0,03	0,18	0,04	0,04	0,02	0,15	0,06	0,03	0,05	0,14	0,03	0,03	0,03
AMOSTRA	MÉDIA		0,62	0,89	1,51	71,74	0,94	0,01	0,95	1,08	1,13	0,05	1,11	0,82	0,96	0,14	1,25	0,41	0,58	0,17
	DES. PADRÃO		0,30	0,23	0,48	19,52	0,19	0,04	0,18	0,07	0,07	0,02	0,18	0,08	0,06	0,04	0,16	0,07	0,06	0,04
	VARIÂNCIA		0,09	0,05	0,23	381,20	0,04	0,00	0,03	0,00	0,00	0,00	0,03	0,01	0,00	0,00	0,03	0,00	0,00	0,00

Observação: Tempo = Centésimos de Segundo [cc]; Frequência = Ciclos por Minuto [CPM]; Distância = Metros [m]

APÊNDICE AA

QUADRO AA3 - Parâmetros Temporais e Cinemáticos do Padrão de Propulsão em Formato de Laço

SUJEITOS (n=23)			TEMPORAIS				CADEIRA DE RODAS	FLEXÃO TRONCO	CINEMÁTICOS											
			Impulso	Recuper.	Ciclo	Frequênc. de Ciclos			Desloc. Linear	Desloc. Linear	OMBRO			COTOVELO			PUNHO/MÃO			
											Desloc. Linear	Elevação		Desloc. Linear	Elevação		Desloc. Linear	Elevação		
									Mín.	Máx.	Ampl.		Mín.	Máx.	Ampl.		Mín.	Máx.	Ampl.	
MASCULINO (n=12)	S5	AFA	1,28	1,08	2,36	42,37	1,09	-0,02	1,07	1,10	1,13	0,03	1,42	0,80	0,98	0,18	1,72	0,42	0,72	0,30
	S6	ALA	0,53	0,78	1,31	76,34	1,12	-0,04	1,08	1,05	1,11	0,06	1,30	0,82	1,00	0,18	1,50	0,47	0,72	0,25
	S7	COS	0,82	1,12	1,94	51,55	1,01	-0,01	1,00	1,07	1,13	0,06	1,33	0,86	1,05	0,19	1,50	0,47	0,72	0,25
	S8	ESB	0,63	0,92	1,55	64,52	1,13	0,00	1,13	1,08	1,15	0,07	1,27	0,80	0,96	0,16	1,50	0,42	0,70	0,28
	S10	JCE	1,27	1,40	2,67	37,45	1,08	0,00	1,08	1,05	1,10	0,05	1,30	0,82	0,94	0,12	2,19	0,46	0,96	0,50
	S12	LRL	0,68	1,03	1,71	58,48	1,18	0,03	1,21	1,14	1,19	0,05	1,46	0,83	1,02	0,19	1,99	0,42	0,78	0,36
	S20	RDB	0,28	0,83	1,11	90,09	1,18	-0,01	1,17	1,15	1,19	0,04	1,31	0,87	1,07	0,20	1,72	0,50	0,87	0,37
	S21	TBO	0,85	1,12	1,97	50,76	1,19	0,01	1,20	1,16	1,22	0,06	1,35	0,92	1,08	0,16	1,78	0,54	0,77	0,23
	S28	ARA	0,22	0,80	1,02	98,04	0,94	-0,06	0,88	1,07	1,14	0,07	0,88	0,81	1,02	0,21	1,19	0,41	0,76	0,35
	S32	LAS	0,48	0,85	1,33	75,19	1,11	0,01	1,12	1,10	1,17	0,07	1,26	0,86	1,06	0,20	1,61	0,46	0,81	0,35
	S33	RRM	0,45	0,92	1,37	72,99	1,25	-0,04	1,21	0,71	0,75	0,04	1,37	0,46	0,60	0,14	2,02	0,11	0,60	0,49
	S35	TRP	1,08	0,64	1,72	58,14	0,71	0,04	0,75	1,07	1,16	0,09	1,10	0,84	1,07	0,23	1,33	0,48	0,77	0,29
	MÉDIA		0,71	0,96	1,67	64,66	1,08	-0,01	1,08	1,06	1,12	0,06	1,28	0,81	0,99	0,18	1,67	0,43	0,77	0,34
	D. PADRÃO		0,36	0,20	0,50	18,49	0,14	0,03	0,14	0,12	0,12	0,02	0,15	0,11	0,13	0,03	0,29	0,11	0,09	0,09
FEMININO (n=10)	S23	DPR	0,35	0,82	1,17	85,47	1,18	-0,02	1,16	1,12	1,20	0,08	1,42	0,87	1,11	0,24	1,75	0,49	0,82	0,33
	S24	EFS	1,07	1,50	2,57	38,91	0,96	0,02	0,98	1,09	1,17	0,08	1,25	0,84	1,03	0,19	1,67	0,47	0,77	0,30
	S25	JQA	0,80	0,93	1,73	57,80	0,82	0,03	0,85	1,07	1,14	0,07	1,11	0,86	1,05	0,19	1,52	0,51	0,80	0,29
	S26	JNA	0,55	0,83	1,38	72,46	0,88	0,02	0,90	1,12	1,17	0,05	1,05	0,90	1,09	0,19	1,30	0,54	0,77	0,23
	S27	RMS	0,62	0,78	1,40	71,43	0,83	0,03	0,86	1,14	1,18	0,04	1,04	0,88	1,03	0,15	1,27	0,48	0,70	0,22
	S30	JAR	0,43	0,82	1,25	80,00	0,84	0,00	0,84	1,13	1,15	0,02	0,96	0,87	0,99	0,12	1,24	0,51	0,72	0,21
	S37	ACR	0,55	0,73	1,28	78,13	0,64	0,00	0,64	1,05	1,10	0,05	0,97	0,87	1,06	0,19	1,24	0,50	0,76	0,26
	S40	ROM	0,52	0,78	1,30	76,92	0,64	-0,02	0,62	1,16	1,19	0,03	0,74	0,90	1,04	0,14	0,94	0,55	0,72	0,17
	S41	GRO	0,52	0,72	1,24	80,65	0,94	-0,02	0,92	1,08	1,13	0,05	1,02	0,84	0,99	0,15	1,70	0,50	0,81	0,31
	S42	MHM	0,67	1,02	1,69	59,17	1,00	0,00	1,00	1,13	1,20	0,07	1,30	0,86	1,05	0,19	1,68	0,49	0,77	0,28
	MÉDIA		0,61	0,89	1,50	70,09	0,87	0,00	0,88	1,11	1,16	0,05	1,09	0,87	1,04	0,18	1,43	0,50	0,76	0,26
	D. PADRÃO		0,20	0,23	0,42	14,17	0,16	0,02	0,16	0,03	0,03	0,02	0,19	0,02	0,04	0,03	0,27	0,03	0,04	0,05
AMOSTRA	MÉDIA		0,67	0,93	1,59	67,13	0,99	0,00	0,99	1,08	1,14	0,06	1,19	0,84	1,01	0,18	1,56	0,46	0,76	0,30
	DES. PADRÃO		0,30	0,21	0,46	16,52	0,18	0,03	0,18	0,09	0,09	0,02	0,20	0,09	0,10	0,03	0,30	0,09	0,07	0,08
	VARIÂNCIA		0,09	0,05	0,21	272,79	0,03	0,00	0,03	0,01	0,01	0,00	0,04	0,01	0,01	0,00	0,09	0,01	0,00	0,01

Observação: Tempo = Centésimos de Segundo [cc]; Distância = Metros [m]; Valores em destaque estão ocultos no Apêndice XX, p.XX.

APÊNDICE AA

QUADRO AA4 - Parâmetros Temporais e Cinemáticos do Padrão de Propulsão em Formato de Oito

SUJEITOS (n=23)			TEMPORAIS				CADEIRA DE RODAS	FLEXÃO TRONCO	CINEMÁTICOS											
									OMBRO			COTOVELO			PUNHO/MÃO					
			Impulso	Recuper.	Ciclo	Frequência			Desloc. Linear	Desloc. Linear	Desloc. Linear	Min.	Máx.	Ampl.	Desloc. Linear	Min.	Máx.	Ampl.	Desloc. Linear	Min.
MASCULINO (n=6)	S5	AFA	1,05	1,55	2,60	38,46	1,32	-0,03	1,29	0,97	0,99	0,02	1,56	0,69	0,79	0,10	2,22	0,31	0,57	0,26
	S8	ESB	0,83	1,13	1,96	51,02	1,12	-0,01	1,11	1,03	1,09	0,06	1,32	0,75	0,89	0,14	1,88	0,38	0,65	0,27
	S10	JCE	0,95	1,47	2,42	41,32	1,06	0,04	1,10	1,01	1,06	0,05	1,31	0,77	0,90	0,13	1,83	0,44	0,74	0,30
	S12	LRL	0,60	1,25	1,85	54,05	1,48	0,01	1,49	0,97	1,04	0,07	1,85	0,66	0,90	0,24	2,75	0,20	0,72	0,52
	S20	RDB	0,45	0,85	1,30	76,92	1,30	0,03	1,33	1,09	1,16	0,07	1,51	0,89	0,98	0,09	2,01	0,47	0,81	0,34
	S35	TRP	0,38	1,07	1,45	68,97	0,99	0,02	1,01	0,90	0,94	0,04	1,30	0,64	0,76	0,12	2,16	0,29	0,72	0,43
	MÉDIA		0,71	1,22	1,93	55,12	1,21	0,01	1,22	1,00	1,05	0,05	1,48	0,73	0,87	0,14	2,14	0,35	0,70	0,35
	D. PADRÃO		0,27	0,26	0,51	15,18	0,19	0,03	0,18	0,06	0,08	0,02	0,21	0,09	0,08	0,05	0,33	0,10	0,08	0,10
FEMININO (n=6)	S22	ACG	0,95	1,47	2,42	41,32	1,50	0,09	1,59	1,05	1,11	0,06	1,91	0,83	1,00	0,17	2,66	0,46	0,96	0,50
	S25	JQA	0,58	1,30	1,88	53,19	1,17	0,08	1,25	1,09	1,15	0,06	1,45	0,86	1,03	0,17	1,85	0,48	0,82	0,34
	S26	JNA	0,73	1,34	2,07	48,31	1,18	0,07	1,25	1,11	1,14	0,03	1,44	0,88	1,05	0,17	1,88	0,48	0,84	0,36
	S30	JAR	0,72	1,42	2,14	46,73	0,99	0,03	1,02	1,16	1,18	0,02	1,27	0,89	1,00	0,11	1,94	0,48	0,79	0,31
	MÉDIA		0,75	1,38	2,13	47,39	1,21	0,07	1,28	1,10	1,15	0,04	1,52	0,87	1,02	0,16	2,08	0,48	0,85	0,38
	D. PADRÃO		0,15	0,08	0,22	4,89	0,21	0,03	0,23	0,05	0,03	0,02	0,27	0,03	0,02	0,03	0,39	0,01	0,07	0,08
AMOSTRA	MÉDIA		0,72	1,29	2,01	52,03	1,21	0,03	1,24	1,04	1,09	0,05	1,49	0,79	0,93	0,14	2,12	0,40	0,76	0,36
	DESV. PADRÃO		0,22	0,22	0,42	12,33	0,18	0,04	0,19	0,08	0,08	0,02	0,23	0,10	0,10	0,04	0,34	0,10	0,11	0,09
	VARIÂNCIA		0,05	0,05	0,17	152,03	0,03	0,00	0,04	0,01	0,01	0,00	0,05	0,01	0,01	0,00	0,11	0,01	0,01	0,01

Observação: Tempo = Centésimos de Segundo [cc]; Frequência = Ciclos por Minuto [CPM]; Distância = Metros [m]

APÊNDICE AB - Parâmetros Ergonômicos do Movimento de Propulsão Manual da Cadeira de Rodas

SUJEITOS (n=24)		PADRÕES FUNDAMENTAIS DO MOVIMENTO MANUAL DA CADEIRA DE RODAS PROVIDA DE ARO PROPULSORES																													
		ARCO (APÊNDICE AI, p.575-80)						CIRCULAR (APÊNDICE AJ, p.581-86)								LAÇO (APÊNDICE AK, p.587-92)								OITO (APÊNDICE AL, p.593-95)							
		Cotovelo			Punho			Cotovelo				Punho				Cotovelo				Punho				Cotovelo				Punho			
		Angulação do Cotovelo no Início do Impulso	Angulação do Cotovelo no Início da Recuperação	Angulação do Cotovelo no Final do Ciclo	Angulação do Punho no Início do Impulso	Angulação do Punho no Início da Recuperação	Angulação do Punho no Final do Ciclo	Angulação do Cotovelo no Início do Impulso	Angulação do Cotovelo no Início da Recuperação	Angulação do Cotovelo no Ponto de Elevação Máxima	Angulação do Cotovelo no Final do Ciclo	Angulação do Punho no Início do Impulso	Angulação do Punho no Início da Recuperação	Angulação do Punho no Ponto de Elevação Máxima	Angulação do Punho no Final do Ciclo	Angulação do Cotovelo no Início do Impulso	Angulação do Cotovelo no Início da Recuperação	Angulação do Cotovelo no Ponto de Elevação Máxima	Angulação do Cotovelo no Final do Ciclo	Angulação do Punho no Início do Impulso	Angulação do Punho no Início da Recuperação	Angulação do Punho no Ponto de Elevação Máxima	Angulação do Punho no Final do Ciclo	Angulação do Cotovelo no Início do Impulso	Angulação do Cotovelo no Início da Recuperação	Angulação do Cotovelo no Ponto de Elevação Máxima	Angulação do Cotovelo no Final do Ciclo	Angulação do Punho no Início do Impulso	Angulação do Punho no Início da Recuperação	Angulação do Punho no Ponto de Elevação Máxima	Angulação do Punho no Final do Ciclo
Tag de Ref. Ver Apêndice	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z	AA	AB	AC	AD	
MASCULINO	S5 AFA	128	173	145	154	195	150	121	167	170	122	156	195	196	173	127	171	96	143	157	207	165	177	131	170	116	120	161	204	160	192
	S6 ALA	127	163	135	156	191	151	136	152	170	138	159	189	188	144	118	158	117	136	151	181	173	161								
	S7 COS	123	171	143	157	202	153									122	175	132	156	143	195	133	141								
	S8 ESB	123	155	127	173	197	166	123	158	162	124	182	189	192	151	129	156	133	148	165	196	177	148	121	167	108	152	171	192	173	206
	S10 JCE	123	155	126	148	196	141	132	145	158	116	143	192	177	135	132	162	115	125	133	198	170	158	126	152	105	148	157	188	159	188
	S12 LRL	111	166	124	158	204	144	96	162	168	121	178	216	192	181	126	162	113	133	146	210	168	154	113	163	112	150	177	205	164	209
	S20 RDB	136	162	149	172	192	166									139	168	119	162	178	200	170	200	136	171	126	161	171	211	174	216
	S21 TBO							122	145	170	142	167	187	178	164	135	157	116	141	167	197	172	159								
	S28 ARA	110	162	111	174	193	177	116	153	165	127	165	208	185	184	126	121	109	160	157	179	183	203								
	S32 LAS	130	163	140	154	205	158	123	157	167	131	180	187	189	181	141	168	96	174	164	200	175	193								
	S33 RRM	128	164	150	159	185	159	128	176	176	137	164	173	186	175	126	175	99	148	148	184	154	160	117	153	106	161	164	207	158	178
	S34 ROS	142	160	145	149	178	152	123	158	165	133	164	200	179	165																
	S35 TRP	132	171	131	167	190	180	129	152	172	137	177	185	188	172	127	154	89	137	162	197	172	163								
	MÉDIA	126,1	163,8	135,5	160,1	194,0	158,1	122,6	156,8	167,5	129,8	166,8	192,8	186,4	165,9	129,2	161,2	113,2	147,8	155,4	195,2	167,3	168,5	124,0	162,7	112,2	148,7	166,8	201,2	164,7	198,2
	D. PADRÃO	9,2	5,8	11,9	9,2	7,8	12,2	10,5	9,2	4,9	8,4	11,8	11,7	6,2	16,2	7,0	15,0	12,7	14,3	12,8	10,0	13,5	21,4	8,7	8,4	7,9	15,1	7,4	9,1	7,1	14,5
FEMININO	S22 ACG							135	169	177	157	151	192	178	191									164	174	165	164	157	199	138	148
	S23 DPR	161	173	167	168	184	161	147	176	182	154	156	180	189	171	159	189	119	180	149	196	176	173								
	S24 EFS	143	165	146	160	199	162	122	159	161	145	176	196	183	161	126	170	148	137	176	204	201	159								
	S25 JQA	145	170	151	148	195	149	136	166	185	152	163	188	200	171	150	175	118	177	159	182	150	182	127	154	103	149	178	204	182	189
	S26 JNA	129	152	142	163	185	160	130	158	158	134	150	175	190	141	134	155	94	150	142	181	149	190	136	157	81	139	170	192	139	154
	S27 RMS	137	168	157	176	197	162	131	172	166	147	164	195	180	159	144	180	137	169	158	210	172	194								
	S30 JAR	138	171	137	161	182	184	142	177	178	146	163	215	193	170	140	172	133	160	170	201	177	187	140	178	145	148	157	208	180	164
	S37 ACR	130	167	156	166	193	160									145	187	131	180	112	173	141	172								
	S40 ROM	135	168	141	139	198	145	130	168	165	134	147	188	200	156	138	157	125	164	137	194	183	199								
	S41 GRO	114	147	125	169	182	165	111	155	163	143	150	187	187	153	128	172	113	170	159	190	177	187								
	S42 MHM	167	187	176	137	198	135	134	177	185	160	161	190	190	162	162	179	149	166	147	207	167	204								
	MÉDIA	139,9	166,8	149,8	158,7	191,3	158,3	131,8	167,7	172,0	147,2	158,1	190,6	189,0	163,5	142,60	173,60	126,70	165,30	150,90	193,80	169,30	184,70	141,8	165,8	123,5	150,0	165,5	200,8	159,8	163,8
	D. PADRÃO	15,4	11,0	14,9	13,1	7,2	13,1	10,0	8,1	10,4	8,8	8,9	10,7	7,5	13,4	12,01	11,20	16,70	13,62	18,20	12,24	18,12	13,61	15,8	12,0	38,3	10,4	10,3	6,9	24,6	18,1
AMOSTRA	MÉDIA	132,4	165,1	142,0	159,5	192,8	158,2	127,0	162,0	169,7	138,1	162,7	191,8	187,6	164,8	135,6	166,1	119,1	155,6	153,9	195,1	169,1	176,4	132,7	165,1	117,9	147,9	166,6	200,3	163,2	185,1
	DES. PADRÃO	14,0	8,5	14,9	10,9	7,5	12,3	11,0	10,1	8,2	12,2	11,2	11,0	6,8	14,6	11,6	14,6	16,7	16,8	15,4	10,6	15,2	19,4	14,4	9,2	24,8	12,8	8,6	8,0	16,2	24,6
	VARIÂNCIA	195,5	72,0	223,1	118,1	55,7	151,7	121,8	102,9	66,5	149,3	125,8	121,5	46,0	212,9	133,4	206,7	284,7	270,1	228,2	112,8	229,4	370,1	209,0	89,4	559,1	162,8	66,9	61,6	235,8	540,9

Observação: Ângulo = Graus [°]; Os campos em cinza marcam os sujeitos não considerados por insucesso na realização do respectivo movimento de propulsão.

APÊNDICE AC - Parâmetros Ergonômicos para o Cálculo da Força de Acionamento Cadeira de Rodas

SUJEITOS (n=24)		ANTROPOMETRIA DO ACIONAMENTO*							MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS**										MEDIDAS POSTURAIS							
		Comprimento do Braço	Comprimento do Antebraço	Distância entre o Punho e o Centro da Roda	Distância do Ombro até o Centro da Roda	Ângulo do Ombro (Braço/Yo)	Ângulo do Cotovelo (Braço/Antebraço)	Ângulo de Acionamento	Massa Corporal do Sujeito	Estatura do Sujeito	Massa do Braço	Massa do Antebraço	Massa do Pulso	Comprimento do Antebraço	Comprimento do Braço	Comprimento do Pulso	Diâmetro do Antebraço	Diâmetros do Braço	Diâmetro do Pulso	Ângulação do Joelho (Coxa/Perna)	Ângulação da Perna em Relação ao Assento	Ângulação do Pé no Apoio (Pé/Perna)	Ângulação do Tronco (Tronco/Coxa)	Ângulação da Cabeça (Linha dos Olhos)	Altura da Interface (Piso/Cabeça)	Comprimento da Interface (Pé/Pneu Traseiro)
cb	ca	r^*	Y_o	α_1	a_2	$\alpha_3 = \theta$	m	h	mb	ma	mp	ca	cb	cp	da	db	dp	α_4	α_5	α_6	α_7	α_8	hi	ci		
[m]	[m]	[m]	[m]	[°]	[°]	[°]	[kg]	[m]	[kg]	[kg]	[kg]	[m]	[m]	[m]	[m]	[m]	[m]	[m]	[°]	[°]	[°]	[°]	[°]	[m]	[m]	
MASCULINO (n=13)	S5 AFA	0,32	0,26	0,30	0,79	37	126	16	105,0	1,83	3,41	1,96	0,68	0,29	0,31	0,10	0,10	0,10	95,0	9,0	88,0	99,0	68,0	1,40	1,14	
	S6 ALA	0,30	0,23	0,36	0,80	46	117	15	75,5	1,80	2,45	1,41	0,49	0,28	0,31	0,10	0,09	0,10	96,0	15,0	96,0	93,0	64,0	1,40	1,20	
	S7 COS	0,32	0,21	0,37	0,81	48	122	13	73,0	1,70	2,37	1,37	0,47	0,27	0,29	0,10	0,09	0,10	99,0	0,0	84,0	110,0	54,0	1,46	1,18	
	S8 ESB	0,32	0,27	0,36	0,86	38	124	16	72,4	1,83	2,35	1,35	0,47	0,29	0,31	0,10	0,10	0,10	95,0	12,0	92,0	92,0	62,0	1,45	1,23	
	S10 JCE	0,30	0,25	0,32	0,78	42	118	18	80,3	1,80	2,61	1,50	0,52	0,28	0,31	0,10	0,09	0,10	97,0	8,0	93,0	98,0	65,0	1,34	1,22	
	S12 LRL	0,40	0,30	0,40	0,94	55	108	17	102,0	1,79	3,32	1,91	0,66	0,28	0,31	0,10	0,09	0,10	93,0	20,3	91,0	86,0	65,0	1,50	1,27	
	S20 RDB	0,31	0,24	0,36	0,86	32	132	11	77,0	1,72	2,50	1,44	0,50	0,27	0,30	0,10	0,09	0,10	90,0	14,0	88,0	90,0	70,0	1,49	1,25	
	S21 TBO	0,34	0,22	0,41	0,87	46	120	11	72,0	1,69	2,34	1,35	0,47	0,27	0,29	0,10	0,09	0,10	102,0	3,0	91,0	105,0	64,0	1,45	1,25	
	S28 ARA	0,36	0,27	0,32	0,83	52	111	16	84,0	1,80	2,73	1,57	0,55	0,28	0,31	0,10	0,09	0,10	96,0	12,0	91,0	93,0	63,0	1,45	1,22	
	S32 LAS	0,32	0,25	0,36	0,84	44	120	15	73,0	1,70	2,37	1,37	0,47	0,27	0,29	0,10	0,09	0,10	101,0	8,0	93,0	98,0	59,0	1,45	1,22	
	S33 RRM	0,28	0,24	0,38	0,83	37	129	13	71,0	1,70	2,31	1,33	0,46	0,27	0,29	0,10	0,09	0,10	106,0	0,0	97,0	96,0	68,0	1,41	1,17	
	S34 ROS	0,34	0,20	0,34	0,85	32	143	9	116,0	1,72	3,77	2,17	0,75	0,27	0,30	0,10	0,09	0,10	103,0	0,0	99,0	100,0	58,0	1,42	1,27	
	S35 TRP	0,30	0,20	0,32	0,78	31	137	11	69,0	1,64	2,24	1,29	0,45	0,26	0,28	0,09	0,09	0,09	115,0	0,0	90,0	105,0	68,0	1,41	1,24	
	MÉDIA	0,32	0,24	0,35	0,83	41,5	123,6	13,9	82,32	1,75	2,68	1,54	0,54	0,27	0,30	0,10	0,09	0,10	99,08	7,79	91,77	97,31	63,69	1,43	1,22	
	D. PADRÃO	0,03	0,03	0,03	0,04	7,47	9,47	2,67	14,68	0,06	0,48	0,27	0,10	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	6,23	6,50	3,87	6,44	4,39	0,04	0,04	
FEMININO (n=11)	S22 ACG	0,30	0,21	0,41	0,86	40	127	11	88,5	1,75	2,88	1,65	0,58	0,27	0,30	0,10	0,09	0,10	101,0	0,0	90,0	106,0	57,0	1,46	1,20	
	S23 DPR	0,29	0,24	0,34	0,83	28	143	11	86,0	1,67	2,80	1,61	0,56	0,26	0,29	0,10	0,09	0,10	108,0	0,0	95,0	100,0	67,0	1,47	1,20	
	S24 EFS	0,28	0,20	0,34	0,82	20	155	6	63,0	1,64	2,05	1,18	0,41	0,26	0,28	0,09	0,09	0,09	102,0	0,0	93,0	104,0	76,0	1,43	1,21	
	S25 JQA	0,29	0,22	0,34	0,80	38	130	13	67,0	1,68	2,18	1,25	0,44	0,26	0,29	0,10	0,09	0,10	101,0	0,0	94,0	98,0	81,0	1,42	1,23	
	S26 JNA	0,32	0,18	0,38	0,83	39	128	10	71,0	1,66	2,31	1,33	0,46	0,26	0,29	0,09	0,09	0,10	104,0	0,0	92,0	99,0	74,0	1,38	1,21	
	S27 RMS	0,30	0,20	0,34	0,82	29	146	8	78,0	1,72	2,54	1,46	0,51	0,27	0,30	0,10	0,09	0,10	99,0	8,0	93,0	68,0	68,0	1,43	1,23	
	S30 JAR	0,33	0,23	0,37	0,88	30	142	10	76,0	1,81	2,47	1,42	0,49	0,28	0,31	0,10	0,09	0,10	96,0	7,0	98,0	95,0	81,0	1,46	1,25	
	S37 ACR	0,30	0,18	0,34	0,78	34	134	10	94,0	1,60	3,06	1,76	0,61	0,25	0,28	0,09	0,08	0,09	110,0	0,0	96,0	113,0	62,0	1,41	1,22	
	S40 ROM	0,30	0,24	0,37	0,85	38	127	13	78,0	1,68	2,54	1,46	0,51	0,26	0,29	0,10	0,09	0,10	102,0	0,0	99,0	104,0	80,0	1,36	1,27	
	S41 GRO	0,25	0,30	0,34	0,79	44	121	16	73,0	1,69	2,37	1,37	0,47	0,27	0,29	0,10	0,09	0,10	101,0	0,0	97,0	95,0	77,0	1,45	1,20	
	S42 MHM	0,22	0,30	0,30	0,84	18	161	6	70,0	1,74	2,28	1,31	0,46	0,27	0,30	0,10	0,09	0,10	96,0	0,0	94,0	99,0	66,0	1,45	1,20	
	MÉDIA	0,29	0,23	0,35	0,83	32,55	137,64	10,36	76,77	1,69	2,50	1,44	0,50	0,27	0,29	0,10	0,09	0,10	101,82	1,36	94,64	98,27	71,73	1,43	1,22	
	D. PADRÃO	0,03	0,04	0,03	0,03	8,36	12,78	3,01	9,50	0,06	0,31	0,18	0,06	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	4,33	3,04	2,69	11,33	8,20	0,03	0,02	
AMOSTRA	MÉDIA	0,31	0,24	0,35	0,83	37,42	130,04	12,29	79,78	1,72	2,59	1,49	0,52	0,27	0,30	0,10	0,09	0,10	100,33	4,85	93,08	97,75	67,38	1,43	1,22	
	DES. PADRÃO	0,04	0,04	0,03	0,04	9,10	13,14	3,36	13,00	0,06	0,42	0,24	0,08	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00	5,66	6,22	3,71	8,92	7,54	0,04	0,03	
	VARIÂNCIA	0,00	0,00	0,00	0,00	82,86	172,65	11,26	169,01	0,00	0,18	0,06	0,01	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	32,06	38,63	13,73	79,50	56,85	0,00	0,00	

Observação: (*) Antropometria do acionamento é comum para todos os tipos de movimento, utilizou-se o padrão arco para coleta dos dados; (**) Conforme HALL (2000).

APÊNDICE AD – Centro de Gravidade (CG)

FIGURA AD1 - CG do Sujeito S5-AFA

FIGURA AD2 - CG do Sujeito S6-ALA

FIGURA AD3 - CG do Sujeito S7-COS

FIGURA AD4 - CG do Sujeito S8-ESB

FIGURA AD5 - CG do Sujeito S10-JCE

FIGURA AD6 - CG do Sujeito S12-LRL

FIGURA AD7 - CG do Sujeito S20-RDB

FIGURA AD8 - CG do Sujeito S21-TBO

APÊNDICE AD

FIGURA AD9 - CG do Sujeito S22-ACG

FIGURA AD10 - CG do Sujeito S23-DPR

FIGURA AD11 - CG do Sujeito S24-EFS

FIGURA AD12 - CG do Sujeito S25-JQA

FIGURA AD13 - CG do Sujeito S26-JNA

FIGURA AD14 - CG do Sujeito S27-RMS

FIGURA AD15 - CG do Sujeito S28-ARA

FIGURA AD16 - CG do Sujeito S30-JAR

APÊNDICE AD

FIGURA AD 17 - CG do Sujeito S32-LAS

FIGURA AD18 - CG do Sujeito S33-RRM

FIGURA AD19 - CG do Sujeito S34-ROS

FIGURA AD20 - CG do Sujeito S35-TRP

FIGURA AD21 - CG do Sujeito S37-ACR

FIGURA AD22 - CG do Sujeito S40-ROM

FIGURA AD23 - CG do Sujeito S41-GRO

FIGURA AD24 - CG do Sujeito S42-MHM

APÊNDICE AD

QUADRO AD1 – Massa, Centro de Gravidade (CG) e força dos sujeitos.

SUJEITOS		MASSA (kg)	CENTRO DE GRAVIDADE		FORÇA (kgf)
			L ₁ (m)	L ₂ (m)	
MASCULINO	S5-AFA	105,0	0,32	0,19	20,09
	S6-ALA	75,5	0,31	0,20	15,26
	S7-COS	73,0	0,31	0,25	14,95
	S8-ESB	72,4	0,36	0,14	14,73
	S10-JCE	80,3	0,35	0,16	16,04
	S12-LRL	87,5	0,36	0,19	17,31
	S20-RDB	77,0	0,41	0,13	15,56
	S21-TBO	72,0	0,34	0,16	14,66
	S28-ARA	84,0	0,32	0,17	16,61
	S32-LAS	73,0	0,36	0,18	14,91
	S33-RRM	71,0	0,40	0,11	14,52
	S34-ROS	116,0	0,36	0,20	22,07
	S35-TRP	69,0	0,36	0,20	14,29
	Média ($\bar{x}$)	81,21	0,35	0,18	16,23
	D. Padrão (DP)	13,66	0,03	0,03	2,26
FEMININO	S22-ACG	88,5	0,33	0,20	17,43
	S23-DPR	86,0	0,34	0,20	17,05
	S24-EFS	63,0	0,32	0,18	13,19
	S25-JQA	67,0	0,33	0,17	13,85
	S26-JNA	71,0	0,36	0,14	14,05
	S27-RMS	78,0	0,32	0,18	15,65
	S30-JAR	76,0	0,34	0,14	15,32
	S37-ACR	94,0	0,25	0,28	18,34
	S40-ROM	78,0	0,31	0,21	15,69
	S41-GRO	73,0	0,39	0,15	14,91
	S42-MHM	70,0	0,29	0,14	14,21
	Média ($\bar{x}$)	76,77	0,33	0,18	15,43
	D. Padrão (DP)	9,05	0,03	0,04	1,55
AMOSTRA	$\bar{x}$	79,18	0,34	0,18	15,86
	DP	12,24	0,04	0,04	2,05

Obs.: Valores de L₁ e L₂ foram obtidos pelas coordenadas

APÊNDICE AE – Cinemática do Padrão de Propulsão Arco

FIGURA AE1 – Cinemática do padrão arco do sujeito S5-AFA

FIGURA AE2 – Cinemática do padrão arco do sujeito S6-ALA

FIGURA AE3 – Cinemática do padrão arco do sujeito S7-COS

FIGURA AE4 – Cinemática do padrão arco do sujeito S8-ESB

APÊNDICE AE

FIGURA AE5 – Cinemática do padrão arco do sujeito S10-JCE.

FIGURA AE6 – Cinemática do padrão arco do sujeito S12-LRL

FIGURA AE7 – Cinemática do padrão arco do sujeito S20-RDB

FIGURA AE8 – Cinemática do padrão arco do sujeito S28-ARA

APÊNDICE AE

FIGURA AE9 – Cinemática do padrão arco do sujeito S32-LAS

FIGURA AE10 – Cinemática do padrão arco do sujeito S33-RRM

FIGURA AE11 – Cinemática do padrão arco do sujeito S34-ROS

FIGURA AE12 – Cinemática do padrão arco do sujeito S35-TRP

APÊNDICE AE

FIGURA AE13 – Cinemática do padrão arco do sujeito S23-DPR

FIGURA AE14 – Cinemática do padrão arco do sujeito S24-EFS

FIGURA AE15 – Cinemática do padrão arco do sujeito S25-JQA

FIGURA AE16 – Cinemática do padrão arco do sujeito S26-JNA

APÊNDICE AE

FIGURAAE17 – Cinemática do padrão arco do sujeito S27-RMS

FIGURA AE18 – Cinemática do padrão arco do sujeito S30-JAR

FIGURA AE19 – Cinemática do padrão arco do sujeito S37-ACR

FIGURA AE20 – Cinemática do padrão arco do sujeito S40-ROM

APÊNDICE AE

FIGURA AE21 – Cinemática do padrão arco do sujeito S41-GRO

FIGURA AE22 – Cinemática do padrão arco do sujeito S42-MHM

APÊNDICE AF – Cinemática do Padrão de Propulsão Circular

FIGURA AF1 – Cinemática do padrão circular do sujeito S5-AFA

FIGURA AF2 – Cinemática do padrão circular do sujeito S6-ALA

FIGURA AF3 – Cinemática do padrão circular do sujeito S8-ESB

FIGURA AF4 – Cinemática do padrão circular do sujeito S10-JCE

APÊNDICE AF

FIGURA AF5 – Cinemática do padrão circular do sujeito S12-LRL

FIGURA AF6 – Cinemática do padrão circular do sujeito S20-TBO

FIGURA AF7 – Cinemática do padrão circular do sujeito S28-ARA

FIGURA AF8 – Cinemática do padrão circular do sujeito S32-LAS

APÊNDICE AF

FIGURA AF9 – Cinemática do padrão circular do sujeito S33-RRM

FIGURA AF10 – Cinemática do padrão circular do sujeito S34-ROS

FIGURA AF11 – Cinemática do padrão circular do sujeito S35-TRP

FIGURA AF12 – Cinemática do padrão circular do sujeito S22-ACG

APÊNDICE AF

FIGURA AF13 – Cinemática do padrão circular do sujeito S23-DPR

FIGURA AF14 – Cinemática do padrão circular do sujeito S24-EFS

FIGURA AF15 – Cinemática do padrão circular do sujeito S25-JQA

FIGURA AF16 – Cinemática do padrão circular do sujeito S26-JNA

APÊNDICE AF

FIGURA AF17 – Cinemática do padrão circular do sujeito S27-RMS

FIGURA AF18 – Cinemática do padrão circular do sujeito S30-JAR

FIGURA AF19 – Cinemática do padrão circular do sujeito S40-ROM

FIGURA AF20 – Cinemática do padrão circular do sujeito S41-GRO

APÊNDICE AF

FIGURA AF21 – Cinemática do padrão circular do sujeito S42-MHM

APÊNDICE AG – Padrão de Propulsão em Formato de Laço

FIGURA AG1 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AG2 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

FIGURA AG3 – Cinemática do padrão laço do sujeito S7-COS

FIGURA AG4 – Cinemática do padrão laço do sujeito S8-ESB

APÊNDICE AG

FIGURA AG5 – Cinemática do padrão laço do sujeito S10-JCE

FIGURA AG6 – Cinemática do padrão laço do sujeito S12-LRL

FIGURA AG7 – Cinemática do padrão laço do sujeito S20-RDB

FIGURA AG8 – Cinemática do padrão laço do sujeito S21-TBO

APÊNDICE AG

FIGURA AG9 – Cinemática do padrão laço do sujeito S28-ARA

FIGURA AG10 – Cinemática do padrão laço do sujeito S32-LAS

FIGURA AG11 – Cinemática do padrão laço do sujeito S33-RRM

FIGURA AG12 – Cinemática do padrão laço do sujeito S35-TPR

APÊNDICE AG

FIGURA AG13 – Cinemática do padrão laço do sujeito S23-DPR

FIGURA AG14 – Cinemática do padrão laço do sujeito S24-EFS

FIGURA AG15 – Cinemática do padrão laço do sujeito S25-JQA

FIGURA AG16 – Cinemática do padrão laço do sujeito S26-JNA

APÊNDICE AG

FIGURA AG17 – Cinemática do padrão laço do sujeito S27-RMS

FIGURA AG18 – Cinemática do padrão laço do sujeito S30-JAR

FIGURA AG19 – Cinemática do padrão laço do sujeito S37-ACR

FIGURA AG20 – Cinemática do padrão laço do sujeito S40-ROM

APÊNDICE AG

FIGURA AG21 – Cinemática do padrão laço do sujeito S41-GRO

FIGURA AG22 – Cinemática do padrão laço do sujeito S42-MHM

APÊNDICE AH – Padrão de Propulsão em Formato de Oito

FIGURA AH1 - Cinemática do padrão oito do sujeito S5-AFA

FIGURA AH2 - Cinemática do padrão oito do sujeito S8-ESB

FIGURA AH3 - Cinemática do padrão oito do sujeito S10-JCE

FIGURA AH4 - Cinemática do padrão oito do sujeito S12-LRL

APÊNDICE AH

FIGURA AH5 - Cinemática do padrão oito do sujeito S20-RDB

FIGURA AH6 - Cinemática do padrão oito do sujeito S33-RRM

FIGURA AH7 - Cinemática do padrão oito do sujeito S22-ACG

FIGURA AH8 - Cinemática do padrão oito do sujeito S25-JQA

APÊNDICE AI – Angulações do Cotovelo e Punho no Padrão Arco

FIGURA AI1 – Angulações do sujeito S5-AFA no padrão arco

FIGURA AI2 - Angulações do sujeito S6-ALA no padrão arco

FIGURA AI3 - Angulações do sujeito S7-COS no padrão arco

FIGURA AI4 - Angulações do sujeito S8-ESB no padrão arco

APÊNDICE AI

FIGURA A15 – Angulações do sujeito S10-JCE no padrão arco

FIGURA A16 - Angulações do sujeito S12-LRL no padrão arco

FIGURA A17 - Angulações do sujeito S20-RDB no padrão arco

FIGURA A18 - Angulações do sujeito S28-ARA no padrão arco

APÊNDICE AI

FIGURA AI9 – Angulações do sujeito S32-LAS no padrão arco

FIGURA AI10 - Angulações do sujeito S33-RRM no padrão arco

FIGURA AI11 - Angulações do sujeito S34-ROS no padrão arco

FIGURA AI12 - Angulações do sujeito S35-TRP no padrão arco

APÊNDICE AI

FIGURA AI13 – Angulações do sujeito S23-DPR no padrão arco

FIGURA AI14 - Angulações do sujeito S24-EFS no padrão arco

FIGURA AI15 - Angulações do sujeito S25-JQA no padrão arco

FIGURA AI16 - Angulações do sujeito S26-JNA no padrão arco

APÊNDICE AI

FIGURA AI17 – Angulações do sujeito S27-RMS no padrão arco

FIGURA AI18 - Angulações do sujeito S30-JAR no padrão arco

FIGURA AI19 - Angulações do sujeito S37-ACR no padrão arco

FIGURA AI20 - Angulações do sujeito S40-ROM no padrão arco

APÊNDICE AI

FIGURA AI21 – Angulações do sujeito S41-GRO no padrão arco

FIGURA AI22 - Angulações do sujeito S42-MHM no padrão arco

APÊNDICE AJ – Angulações do Cotovelo e do Punho no Padrão Circular

FIGURA AJ1 – Angulações do sujeito S5-AFA no padrão circular

FIGURA AJ2 – Angulações do sujeito S6-ALA no padrão circular

FIGURA AJ3 – Angulações do sujeito S8-ESB no padrão circular

FIGURA AJ4 – Angulações do sujeito S10-JCE no padrão circular

APÊNDICE XAJ

FIGURA AJ5 – Angulações do sujeito S12-LRL no padrão circular

FIGURA AJ6 – Angulações do sujeito S21-TBO no padrão circular

FIGURA AJ7 – Angulações do sujeito S28-ARA no padrão circular

FIGURA AJ8 – Angulações do sujeito S32-LAS no padrão circular

APÊNDICE AJ

FIGURA AJ9 – Angulações do sujeito S33-RRM no padrão circular

FIGURA AJ10 – Angulações do sujeito S34-ROS no padrão circular

FIGURA AJ11 – Angulações do sujeito S35-TRP no padrão circular

FIGURA AJ12 – Angulações do sujeito S22-ACG no padrão circular

APÊNDICE AJ

FIGURA AJ13 – Angulações do sujeito S23-DPR no padrão circular

FIGURA AJ14 – Angulações do sujeito S24-EFS no padrão circular

FIGURA AJ15 – Angulações do sujeito S25-JQA no padrão circular

FIGURA AJ16 – Angulações do sujeito S26-JNA no padrão circular

APÊNDICE AJ

FIGURA AJ17 – Angulações do sujeito S27-RMS no padrão circular

FIGURA AJ18 – Angulações do sujeito S30-JAR no padrão circular

FIGURA AJ19 – Angulações do sujeito S40-ROM no padrão circular

FIGURA AJ20 – Angulações do sujeito S41-GRO no padrão circular

APÊNDICE AJ

FIGURA AJ21 – Angulações do sujeito S42-MHM no padrão circular

APÊNDICE AK – Angulações do Cotovelo e Punho no Padrão Laço

FIGURA AK1 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AK2 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

FIGURA AK3 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AK4 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

APÊNDICE AK

FIGURA AK5 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AK6 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

FIGURA AK7 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AK8 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

APÊNDICE AK

FIGURA AK9 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AK10 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

FIGURA AK11 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AK12 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

APÊNDICE AK

FIGURA AK13 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AK14 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

FIGURA AK15 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AK16 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

APÊNDICE AK

FIGURA AK17 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AK18 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

FIGURA AK19 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AK20 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

APÊNDICE AK

FIGURA AK21 – Cinemática do padrão laço do sujeito S5-AFA

FIGURA AK22 – Cinemática do padrão laço do sujeito S6-ALA

APÊNDICE AL – Angulações do Cotovelo e Punho no Padrão Oito

FIGURA AL1 - Cinemática do padrão oito do sujeito S5-AFA

FIGURA AL2 - Cinemática do padrão oito do sujeito S5-AFA

FIGURA AL3 - Cinemática do padrão oito do sujeito S5-AFA

FIGURA AL4 - Cinemática do padrão oito do sujeito S5-AFA

APÊNDICE AL

FIGURA AL5 - Cinemática do padrão oito do sujeito S5-AFA

FIGURA AL6 - Cinemática do padrão oito do sujeito S5-AFA

FIGURA AL7 - Cinemática do padrão oito do sujeito S5-AFA

FIGURA AL8 - Cinemática do padrão oito do sujeito S5-AFA

APÊNDICE AL

FIGURA AL9 - Cinemática do padrão oito do sujeito S5-AFA

FIGURA AL10 - Cinemática do padrão oito do sujeito S5-AFA

ANEXOS

ANEXO A – Princípios do Design Centrado no Usuário (DCU)

QUADRO A1 – Referências da Metodologia do Projeto para o DCU

REFERÊNCIAS	DESCRIÇÕES	MÉTODOS/CONCEITOS
Schulmann (1994)	Método de Projeto: Construída a partir de competências e habilidades e caderno de encargos. a) <i>Competências:</i> Visão global e capacidade de escutar, espírito de síntese, percepção do universo produzido. b) <i>Habilidades:</i> São competências de um sujeito concreto frente a um determinado objetivo. c) <i>Caderno de encargos:</i> Organiza a coleta de dados e permite uma melhor comparação dos dados coletados.	1. Design global: É a maneira de aprender ao mesmo tempo, as dimensões da “problemática do design”. 2. Design prospectivo: Imaginação de cenários relacionados com futuros possíveis para compreender o presente. 3. Inovação: Método da inovação é focado em um problema específico para resolver, geralmente, de caráter racional, mensurável e quantificável. 4. Gerenciamento: É a aptidão de sair do quadro estabelecido pra descobrir soluções novas.
Kelley (2001)	IDEO Method Cards⁹⁷: Composto por 51 cartões para entender as pessoas, esses cartões são classificados com quatro termos: a) <i>Learn</i> , b) <i>Look</i> , c) <i>Ask</i> e d) <i>Try</i> .	1. Descobrir; 2. Definir; 3. Desenvolver; 4. Entregar.
Marzano (1992; 2004):	High Design Method⁹⁸: Abordagem de design com foco no ser humano e aplica conhecimento baseado em pesquisas das ciências humanas e sociais para o desenvolvimento de soluções inovadoras.	1. Iniciação: Compreensão compartilhada entre equipe de projeto e o cliente sobre os objetivos do escopo do projeto 2. Análise dos objetivos do projeto: pesquisa e otimização dos objetivos do projeto considerando o marketing, tecnologias e planejamentos. 3. Conceito: Desenvolvimento das ideias e entre de propostas de design. 4. Finalização: Entrega de especificações de design. 5. Avaliação: Avaliação do projeto entregue, seus processos e comunicação realizados juntamente com o cliente, a ser usada como referência para o início do projeto.
Norman (2006, p.73, p.223)	Design Centrado no Usuário (DCU): O ser humano deve ser visto como elemento fundamental para o projeto de produtos.	A. Sete estágios da ação para o auxílio do design: 1) Formalizar a meta, 2) Formalizar a intenção, 3) Especificar a ação, 4) Executar a ação, 5) Ter a percepção do estado do mundo, 6) Interpretar o estado do mundo, 7) Avaliar o resultado. B. Sete princípios da transformação de tarefas difíceis em tarefas fáceis: 1) Usar o mesmo tempo o conhecimento no mundo e o conhecimento na cabeça, 2) Simplificar a estrutura das tarefas, 3) Tornar as coisas visíveis, 4) Fazer corretamente os mapeamentos, 5) Explorar o poder das coerções naturais e artificiais, 6) Projetar para o erro, 7) Quando tudo ou mais falhar, padronizar.

Fonte: Adaptado de Dantas (2010, p.4-5)

⁹⁷ IDEO é uma empresa americana especializada em desenvolvimento de produto e inovação.

⁹⁸ *High Design* foi desenvolvido por Stefano Marzano da *Philips Design*, em 1991.

ANEXO A

QUADRO A2 – Referências da Psicologia para o DCU

REFERÊNCIAS	DESCRIÇÕES	MÉTODOS/CONCEITOS
Carls Rogers (Ney, 2002)	Psicologia Humanista: Auto-conceito (<i>Self</i>) que busca compreender como os indivíduos veem a si mesmos, quem são, como são e como se relacionam com os demais.	1. Comportamento: é o esforço realizado para satisfazer as necessidades de realização na realidade. 2. Congruência: é o estado de harmonia permite entender o comportamento e as atitudes do usuário. 3. Compreensão empática: é a tentativa de compreender o que está sendo comunicado ao indivíduo.
Alfred Adler (Fadiman; Frager, 2004)	Psicologia Individual: O foco está no contexto do comportamento do indivíduo, cujas dimensões são: a) conceito de si, b) ideal de si, c) imagem de mundo, d) convicções éticas.	1. Metas de vida: realização do indivíduo influenciada pela personalidade e pelas experiências com o ambiente. 2. Estilos de vida: trata-se da forma como o indivíduo escolheu para alcançar as metas.
Gade (2008)	Comportamento e Atitudes: Trabalha a avaliação de estilo e os estágios do ciclo de vida. Classifica os Valores e Estilos de Vida (VALS): a) orientação e b) recursos.	1. Orientação: a) Princípios: Escolhas feitas em crenças e ideologias, são os valores do indivíduo; b) Status: Escolhas pela aprovação e opinião do grupo social ; e c) Ação: Escolhas pelas necessidades físicas e sociais. 2. Recursos: Possibilidades econômicas e sociais que satisfazem os desejos e necessidades do indivíduo.
Pichon-Riviere e Quiroga (1998)	Psicologia Social: Conceito da interação entre pessoas a partir da cotidianidade, a inserção do sujeito no processo produtivo e na relação entre produção, distribuição e necessidades humanas.	1. Cotidianidade: Pressupõem a relação de vida do homem com a existência material: a) objetos, b) meios e formas de produção, c) distribuição da produção e d) atendimento das necessidades.
Aroldo Rodrigues (2005)	Psicologia Social: Leitura do sujeito a partir da personalidade, percepção social, processo atribucional e de tomada de decisão, além de definições complementares de comportamento e atitude.	1. Personalidade: Características psicológicas que determinam a forma de pensar, agir, sentir, ou seja, individualidade pessoal ou social. 2. Percepção social: Processo de perceber o outro. 3. Processo Atribucional: Processo de buscar as causas e as coisas no comportamento de outra pessoa. 4. Tomada de decisão: Processo que consta identificar o problema, os critérios, a forma de elaborar, analisar e escolher alternativas, verificando a eficácia da decisão. 5. Atitude e Comportamento: Atitude é a intenção e comportamento a ação.

Fonte: Adaptado de Dantas (2010, p.4-5)

ANEXO B – Modelo de Relatório para Teste de Usabilidade⁹⁶

Format for test reports

NOTE This format is based on the common industry format (CIF) for usability test reports according to ISO/IEC 25062.

1 Title page

The following information shall be provided:

- a) Identification of report as ISO/TS 20282-2. Test report for ease of operation of everyday products;
- b) Name of product and version that was tested;
- c) When the test was conducted;
- d) Where the test was conducted;
- e) Date the report was prepared;
- f) Test organization name;
- g) Test organization contact person and contact details

2 Executive summary

This section provides a high level overview of the test. The intent of this section is to provide a stand-alone summary.

A high level overview of the test shall be provided that includes

- a) Name and description of the product;
- b) Summary of method(s) including number(s) and type (s) of participants and tasks;
- c) Results expressed as mean scores or other suitable measure of central tendency.

3 Product and expected context of use

3.1 Full product description

The following information shall be provided:

- a) Formal product name, model and version;
- b) The parts or functions of the product that were evaluated

EXAMPLE: Table 1 is an example; the characteristics that are shown typical but might not necessarily cover every type of testing situation.

Table 1 – Example table for information about participants

Participant	Gender ^a	Age ^b	Linguistic ability ^c	Physical attributes ^d	Task experience ^e	Related products experience ^f
1						
2						
<i>n</i>						

(a) Male/female; (b) The chronological age of the participant, or indicate membership in age range (e.g. 25-45) or age category (e.g. under 18, over 65) if the exact age is not known; (c) Any relevant language skills; (d) Any physical attributes related to ease of operation; (e) Description of the relevant background such as how much experience the user has in carrying out this type of task; (f) Type and duration of any prior experience with any similar products.

4.3 Context of product use in the test

4.3.1 General

Any Known differences between the evaluated context and the expectative context of use shall be provided

4.3.2 Tasks

The following information shall be provided

- a) The task scenarios for testing.
- b) Why these tasks were selected.

EXAMPLE 1 The most frequent tasks, or the most everyday tasks.

- c) How these tasks were identified;

EXAMPLE 2 Observation of consumers using similar productions, or product marketing specifications.

- d) Any task data given to the participants.
- e) Completion criteria established for each task.

ANEXO B

4.3.3 Test environment

The following information should be provided.

- a) The setting and type of space in which the evaluation was conducted.

EXAMPLE 1 Usability lab, meeting room, home office, home family room, or public hall.

- b) Any relevant features or circumstances that could affect the results.

EXAMPLE 2 Video and audio recording equipment, one-way mirrors, or automatic data collection equipment.

4.3.4 Technical environment

4.3.4.1 General

If a product needs surrounding equipment or service to function, the product or service shall be specified, e.g. cell phone service provider, TV controlled by a remote control.

4.3.4.2 Participant's computing environment

This is only applicable to a software product. The following information shall provide enough information to replicate and validate the test, including.

- a) Computer configuration, including model, OS versions, required libraries or settings, and
- b) If used, browser name and version, relevant plug-in names and versions.

4.3.4.3 Display devices

The following information shall be provided:

- a) if screen-based, screen size, resolution, and colour setting
- b) if print-based, the media size and print resolution;
- c) if visual interface elements (such as fonts) can vary in size, the size(s) used in the test.

4.3.4.4 Audio devices

If used, the relevant settings or values for the audio bits, volume, etc. should be provided.

5 Experimental design

5.1 General

The measures for which data were recorded shall be provided.

5.2 Procedure information shall be provided:

- a) operation definitions of measures;
- b) time limits on tasks;
- c) policies and procedures for interaction between tester(s) and subjects.

The following information should be provided:

- d) sequence of events from greeting the participants to dismissing them;
- e) details of non-disclosure agreements, form completion, warm-ups, pre-task training, and debriefing;
- f) verification that the participants knew and understood their rights as human subjects;
- g) steps followed to execute the test sessions and record data;
- h) number and roles of people who interacted with the participants during the test session;
- i) whether other individuals were present in the test environment;
- j) whether participants were paid or otherwise compensated.

5.2.1 Participant general instructions

A task instruction summary shall be provided.

5.3 Ease of operation metrics

The following information shall be provided, as specified in 7.5:

— metrics for effectiveness of operation.

The following information should be provided, as specified in 7.5:

- a) metrics for efficiency of operation;
- b) metrics for satisfaction with operation.

ANEXO B

6 Results

6.1 Reporting of results

The following information shall be provided in sufficient detail to allow replication of the data-scoring methods by another organization if the test is repeated

- a) Data collection and scoring.
- b) Data reduction.

EXAMPLE 1 How data were collapsed across tasks or user groups

- c) Statistical analysis.

EXAMPLE 2 Explaining any statistical transformation and reduction.

- Tabular performance results per task or user group.

Various graphical formats are effective in describing ease of operation data at a glance. A variety of plots can be used effectively to show comparisons of expert benchmark times for a product versus the mean participant performance time.

6.2 Performance results

A table of results may be presented for groups of related tasks where this is more efficient and makes sense.

The following information should be provided:

- a) Summary table(s) of performance results across all tasks;
- b) Graphical presentation of performance results.

Table 2 is an example of such a table.

Table 2 – Example for summary of performance of user group

USER GROUP A			
User no.	Task success	Task time min	Satisfaction score
1			
2			
<i>n</i>			
% success			
Median time			
Mean score			
Confidence interval:			
Min.			
Max.			

7 Appendices

The following information shall be provided:

- a) Participant general instructions (if not in the body of the report);
- b) Participant task instructions.

Releases notes explaining or updating the test results may also be provided.

⁹⁶ Apêndice F, p.25. In: ISO. **ISO/TS 20282-2:2006(E)**. Ease of operation of everyday products. Part 2: test method for walk-up-and-use products. Geneva, Switzerland 2006(b). 32p.

ANEXO C – Coluna Vertebral¹⁰⁰

CERVICAL	C1	CLASSE I	CLASSE IA (C4-C5): Todas as lesões cervicais com quadriplegia completa ou incompleta envolvendo ambas as mãos, enfraquecimento do tríceps e enfraquecimento severo do tronco e das extremidades inferiores, interferindo significativamente no equilíbrio do tronco e na capacidade de andar.
	C2		
	C3		
	C4		
	C5		
	C6		
	C7		
	C8 ¹⁰¹		
TORÁCICAS	T1	CLASSE II	CLASSE IB (C6): Todas as lesões cervicais com quadriplegia completa ou incompleta envolvendo ambas as extremidades superiores, mas em menor grau do que IA, com preservação de tríceps normal ou bom, e enfraquecimento generalizado do tronco e das extremidades inferiores, interferindo significativamente no equilíbrio do tronco e na capacidade de andar.
	T2		
	T3		
	T4		
	T5		
	T6	CLASSE III	CLASSE IC (C7-C8): Todas as lesões cervicais com quadriplegia completa ou incompleta envolvendo ambas as extremidades superiores, mas em menor grau do que IB, com preservação de tríceps normal ou bom, flexão e extensão dos dedos (agarramento e soltura) normal ou boa, mas sem função intrínseca da mão, e enfraquecimento generalizado do tronco e extremidades inferiores, interferindo no equilíbrio do tronco e na capacidade de andar.
	T7		
	T8		
	T9		
	T10		
LOMBAR	T11	CLASSE IV	CLASSE II (T1-T5): Paraplegia completa ou incompleta, ou deficiência comparável, abaixo de T1 até T5, inclusive, com paralisia abdominal total ou fraqueza da musculatura abdominal e sem equilíbrio aproveitável do tronco quando sentado.
	T12		
	L1		
	L2		
	L3		
SACROCOCCÍGEA	L4	CLASSE V	CLASSE III (T6-T10): Paraplegia completa ou incompleta, ou deficiência comparável, abaixo de T5 até T10, inclusive, com musculatura abdominal superior e extensores espinais suficientes para proporcionar equilíbrio aproveitável, mas não completamente normal do tronco quando sentado.
	L5		
	S1		
	S2		
	S3		
	S4		CLASSE IV (T11-L4): Paraplegia completa ou incompleta ou deficiência comparável abaixo de T10 até L2, inclusive, sem flexão dos extensores do joelho ou com flexão muito fraca e paralisia dos abdutores da bacia.
	S5		
			CLASSE V (L5-S5): Paraplegia completa ou incompleta ou deficiência comparável abaixo de L2 com fraqueza dos extensores do joelho.

Fonte: COLUCCI (1995, p.A1); CRESPO, Xavier; CURELL, Nuria; CURELL, Jordi. *Atlas de Anatomia e Saúde*. Curitiba: Bolsa Nacional do Livro, 2009. (in: OLIVEIRA, Marcelo. InfoEscola: navegando e aprendendo. Disponível em: <<http://www.infoescola.com/anatomia-humana/coluna-vertebral/>> Acessado em: 30 dez. 2013).

¹⁰⁰ Sistema de classificação médica baseado no local da lesão medular. Usado pela *National Wheelchair Athletic Association*. (SHERRIL, 1986 *apud* COLUCCI, 1995).

¹⁰¹ Embora exista sete vértebras na região cervical, há oito nervos cervicais. O C8 é um nervo que emerge abaixo da vértebra C7 e acima da primeira vértebra torácica.

ANEXO D – Ficha Técnica dos Equipamentos

QUADRO D1 – Equipamentos e Especificações Técnicas.

EQUIPAMENTOS / ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS	
1. CADEIRA DE RODAS MODELO: Freedom Clean FABRICANTE: Freedom Veículos Elétricos Ltda. ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS: • Altura da Cadeira: 88 cm; • Altura do Assento: 50 cm; • Altura do Braço: 25 cm; • Altura do Encosto: 42 cm; • Comprimento c/ Apoio de Pés: 81 cm; • Comprimento do Assento: 42 cm; • Comprimento do Braço: 40 cm; • Largura Aberta: 60 (L41); • Largura Fechada: 35 cm; • Largura do Assento e Encosto: 41/45 cm; • Largura do Apoio de Braço: 6 cm; • Peso: 17,6 kg • Chassis: Fechamento em “X”; • Freio de Acionamento: Mecânico; • Braços: Rebatíveis, Retiráveis; • Apoio de pé: Articulado; • Assento/Encosto: Revestimento em Dacron, Almofada de 1 cm de espessura, Assento com base de assento rígida em polipropileno; • Roda dianteira: 7” inflável; • Roda traseira: 24” inflável; • Distância entre eixos: 78 cm; • Capacidade de Carga: 130 kg; • Cor: Preta	2. CÂMERA DIGITAL MODELO: Canon EOS 7D DSLR FABRICANTE: Canon ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS: • Tipo: Câmara digital single-lens reflex, AF/AE com flash incorporado; • Suporte de Gravação: Cartão CF tipo I ou II, compatível com UDMA; • Tamanho do Sensor de Imagem: 22,3 x 14,9 mm • Objectivas Compatíveis: Objectivas EF da Canon (incluindo objectivas EF-S) (a distância focal equivalente a 35 mm é aprox.1,6 vezes a distância focal da objectiva); • Encaixe da Objectiva: Encaixe Canon EF • Tamanho de Gravação: 1920x1080 (Full HD): • Taxa de fotografias: 30p/25p/24p; • Fonte de Alimentação: Bateria LP-E6 (Quantidade 1) • Dimensões: 148,2 x 110,7 x 73,5 mm • Peso: Aprox. 820 g (só o corpo) • Temperatura de Funcionamento: 0°C - 40°C • Unidade de Funcionamento: 85% ou menos • Outras Especificações Técnicas: Disponível em: <http://www.canon.com.br/> Acesso em: 25 fev. 2014.
3. BALANÇA DIGITAL MODELO: BAL-10 FABRICANTE: Techline ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS: • Visor Digital: Cristal liquido, até 4 dígitos; • Faixa de Medição: Até 180 kg; • Fonte de Alimentação: 1 Bateria de Lítio 3V (CR2032); • Precisão: Pode Apresentar 1% de oscilação do peso total; • Sensor: Equipado com sensor de alta precisão; • Plataforma: Vidro temperado; • Chave de Conversão de Peso: Para alterar de kg à Lb; • Interruptor: Liga/Desliga automático; • Indicadores: Excesso de peso. Bateria fraca.	5. MONITOR DE PRESSÃO ARTERIAL MODELO: Z-46 FABRICANTE: Techline ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS: • Fonte de Alimentação: 3V DC, Duas pilhas LR03 (AAA); • Método de Medição: Oscilométrico; • Faixa de Medição: Pressão: 40-250 mmHg; Pulsação: 40-199 bat./min.; • Sensor de Pressão: Semicondutor; • Erro Máximo: Pressão: ± 3 mmHg; Pulsação: ± 5% da leitura; • Inflação: Automática; • Esvaziamento: Válvula de liberação de pressão automática; • Capacidade de Memória: 50 memórias (cada zona); • Desligamento Automático: 1 min. após a última operação; • Ambiente de Operação: 10°C-60°C (14°F-104°F); 40%-85% UR Max. • Peso: 120 g (sem pilhas); • Dimensões: 81 x 69 x 30 cm; • Dimensões da Braçadeira: 80 x 34 mm (C x L); • Circunferência do Pulso: 13,5-22 cm (5.3"-8.7") • Restrição de Uso: Usuários adultos;
4. PAQUIMETRO UNIVERSAL MODELO: Série 530 FABRICANTE: Mitutoyo ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS: • Tipo: Analógico; • Capacidade: 0-300 mm; • Resolução: 0,05 mm; • Comprimento das pontas: 45 mm; • Faces de Medição: Metal Duro; • Material: Titânio; • Peso: 395 g.	

Fonte: MANUAIS DOS PRODUTOS

APÊNDICE E – Parâmetros Antropométricos¹⁰²

QUADRO E1 – Parâmetros de Comprimento e Peso Segmentares

COMPRIMENTO DOS SEGMENTOS ^(a)			PESOS DOS SEGMENTOS ^(b)		
Segmento	Homens	Mulheres	Segmento	Homens	Mulheres
Cabeça	10,75	10,75	Cabeça	8,26	8,2
Tronco	30,0	29,0	Tronco	46,84	45,0
Braço	17,2	17,3	Braço	3,25	2,9
Antebraço	15,7	16,0	Antebraço	1,87	1,57
Mão	5,75	5,75	Mão	0,65	0,50
Coxa	23,2	24,9	Coxa	10,5	11,75
Perna	24,7	25,7	Perna	4,75	5,35
Pé	4,25	4,25	Pé	1,43	1,33

Obs.: (a) Comprimentos dos segmentos enunciados em percentuais da altura corporal total; (b) Pesos dos segmentos enunciados em percentuais de peso corporal total.

Fonte: Hall (2000, p.398)

QUADRO E2 – Parâmetros de Localização CG e Raio de Giro Segmentares.

LOCALIZAÇÕES CENTRO DE GRAVIDADE SEGMENTAR ^(a)			RAIOS DE GIRO SEGMENTARES MEDIDOS A PARTIR DAS EXTREMIDADES PROXIMAL E DISTAL DOS SEGMENTOS ^(b)				
Segmento	Homens	Mulheres	Segmento	Homens		Mulheres	
				<i>Proximal</i>	<i>Distal</i>	<i>Proximal</i>	<i>Distal</i>
Cabeça	55,0	55,0					
Tronco	63,0	56,9					
Braço	43,6	45,8	Braço	54,2	64,5	56,4	62,3
Antebraço	43,0	43,4	Antebraço	52,6	54,7	53,0	64,3
Mão	46,8	46,8	Mão	54,9	54,9	54,9	54,9
Coxa	43,3	42,8	Coxa	54,0	65,3	53,5	65,8
Perna	43,4	41,9	Perna	52,9	64,2	51,4	65,7
Pé	50,0	50,0	Pé	69,0	69,0	69,0	69,0

Obs.: (a) As localidades do CG segmentar são enunciadas em percentuais dos comprimentos dos segmentos; medidas a partir das extremidades proximais dos segmentos; (b) Raios de giro segmentares enunciados em percentuais dos comprimentos dos segmentos.

Fonte: Hall (2000, p.399)

¹⁰² DE PLAGENHOEF, E. F. G.; ABDELNOUR, T. Anatomical data for analyzing human motion, **Res Q Exerc Sport** 54:169, 1983. (Obs.: Os valores fornecidos nesses quadros representam valores médios para número limitado de indivíduos, conforme relatado na literatura científica).

ANEXO F – Normas da ABNT para Cadeiras de Rodas

QUADRO F1 – Normatizações Brasileiras para Cadeira de Rodas

CÓDIGO ABNT / TÍTULO	PUBLICAÇÃO	DESCRIÇÃO
NBR ISO 7176-1:2009 / Cadeira de Rodas Parte 1: Determinação da estabilidade estática	29/04/2009	Especifica os métodos de ensaio para determinação da estabilidade estática de reclinção das cadeiras de rodas, incluindo <i>scooters</i> .
NBR ISO 7176-11:2009 / Cadeira de Rodas. Parte 11: Bonecos de ensaios	29/04/2009	Especifica a construção dos bonecos de ensaio com massas nominais de 25 kg, 50 kg, 75 kg e 100 kg
NBR ISO 7176-13:2009/ Cadeira de Rodas. Parte 13: Determinação do coeficiente de atrito de superfícies de ensaio	29/04/2009	Especifica um método de ensaio para determinação do coeficiente de atrito de uma superfície de ensaio que tenha uma textura áspera, tal como concreto rústico. Caso o método de ensaio seja usado para superfícies lisas ou polidas, deve-se ter o cuidado de considerar que o coeficiente de atrito é medido como sendo constante em toda a área da superfície de ensaio.
NBR ISO 7176-15:2009 / Cadeira de Rodas. Parte 15: Requisitos de divulgação de informação, documentação e identificação	29/04/2009	Especifica a informação, documentação e identificação a serem fornecidas com a cadeira de rodas ou fornecidas pelo fabricante nas folhas de especificação de pré-venda.
NBR ISO 7176-22:2009 / Cadeira de Rodas. Parte 22: Procedimentos de ajuste	29/04/2009	Especifica um procedimento de ajuste a ser usado na preparação de cadeiras de rodas ajustáveis para ensaios de acordo com a série ABNT NBR ISO 7176. Este procedimento oferece métodos a serem usados quando não há instruções dos fabricantes para configurar os ajustes da cadeira de rodas.
NBR ISO 7176-3:2009 / Cadeira de Rodas Parte 3: Determinação de eficiência dos freios	29/04/2009	Especifica métodos de ensaio para medir a eficiência dos freios das cadeiras de rodas manuais e elétricas, incluindo <i>scooters</i> individuais com velocidade máxima de 15 km/h. Também especifica os requisitos para informação sobre o produto por parte do fabricante.
NBR ISO 7176-7:2009 / Cadeira de Rodas Parte 7: Medição de dimensões de assentos e rodas	29/04/2009	Especifica um método para medir as dimensões de assentos e rodas de cadeiras de rodas.
NBR ISO 7176-8:2009 / Cadeira de Rodas Parte 8: Requisitos e métodos de ensaio para força estática, de impacto e fadiga	29/04/2009	Especifica as exigências dos requisitos de forças estática, de impacto e fadiga das cadeiras de rodas, incluindo <i>scooters</i> , indicadas aos usuários cuja massa não exceda 100 kg. Ela especifica os métodos de ensaio para determinar se os requisitos foram encontrados, bem como os requisitos para divulgação dos resultados dos ensaios.

Fonte: ABNT. Disponível em: <www.abntcatalogo.com.br> Acesso: 30 set. 2012.

ANEXO G – Tabela de Orientação para Seleção de Amostras

QUADRO G1 – Exemplos de Intervalos de Confiança.

Número de Usuários.	Número máximo de usuários mal sucedidos necessários para estimar a população de uma taxa de sucesso superior a 75%, com 95% de confiança.	Taxa de sucesso de população mínima estimada com 95% de confiança.	Taxa de sucesso de população mínima estimada com 80% de confiança.	Número máximo de usuários mal sucedidos necessários para estimar uma taxa de sucesso superior a 80%, com 95% de confiança.	Taxa de sucesso de população mínima estimada com 95% de confiança.	Taxa de sucesso de população mínima estimada com 80% de confiança.
10						
11	0	76,2%	86,4%			
15	0	81,9%	89,8%	0	81,9%	89,8%
16	0	82,9%	90,4%	0	82,9%	90,4%
20	1	78,4%	85,8%	0	86,1%	92,3%
25	2	76,9%	83,7%	1	82,4%	88,5%
29	3	75,4%	81,8%	1	84,7%	90,0%
30	3	76,1%	82,4%	2	80,5%	86,3%
40	5	75,5%	81,0%	3	81,7%	86,6%
50	7	75,3%	80,2%	5	80,1%	84,6%
100	17	75,6%	79,0%	13	80,1%	83,3%

Fonte: ISO/TS 20282-2:2006(E), p.22.

APÊNDICE H – Documentações

Instituto Federal de São Paulo
Secretaria da Educação Profissional e Tecnológica
INSTITUTO FEDERAL DE SÃO PAULO
Campus Itapetininga

Oflcio Nº 41/2013 DRG-ITP

Itapetininga, 17 de setembro de 2013.

Ao Senhor,
Rodrigo Real
Gerente de Engenharia
Rua Conde de Portugal, 155
Pletas / RS

Assunto: Doação de cadeiras de rodas para estudo científico

Senhlor Gerente,

1. O Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo (IFSP), Campus Itapetininga, vem por meio deste, solicitar a vossa empresa, uma cadeira de rodas, modelo Freedom Clear, para uso exclusivamente científico na pesquisa do Professor Me. Ivan Ricardo Rodrigues Carriel. Vale ressaltar que o produto será utilizado como referencial tecnológico pelas características que apresento diante de uma amostragem com mais de 100 modelos de cadeiras de cinco fabricantes nacionais.

2. O servidor Ivan Ricardo Rodrigues Carriel, é docente efetivo do ensino básico, técnico e tecnológico em regime de dedicação exclusiva. Tem experiência na área de engenharia mecânica, com ênfase em fundamentos de projetos de máquinas, atuando principalmente nos seguintes temas: ensaios, ergonomia, desenho técnico, CAD, design de produto e recursos de tecnologia assistida. Possui graduação em Tecnologia Mecânica com habilitação em Projetos Mecânicos (2001) e Processos de Produção (2004), ambas pela Faculdade de Tecnologia de Sorocaba do Centro Estadual de Tecnologia de Educação "Paulista Souza" (CETEPS), mestrado em Desenho Industrial pela UNESP/Campus de Bauria (2007), com o trabalho intitulado "Recomendações Ergonômicas para projetos de cadeiras de rodas: considerando os aspectos cognitivos dos usuários". Atualmente faz seu doutoramento em Arquitetura e Urbanismo, na área de concentração Design e Arquitetura do Programa de Pós-graduação da FAU-USP, sob a orientação do Professor Dr. Alessandro Ventura.

3. Como contrapartida à vossa empresa em nome do Sr. Rodrigo Real, uma cópia digital da tese e comunicações das publicações científicas que possa estar vinculada à marca Freedom, informações que poderão ser utilizadas no aprimoramento e desenvolvimento de novas tecnologias.

4. Cortes do empenho em estabelecer essa parceria, aproveitamos para apresentar a Vossa Senhoria protesto de estima e consideração.

Atenciosamente,

Ragner Orlando Hammarstrom
Diretor Geral IFSP
Campus Itapetininga

Avênlda João Olimpio da Oliveira, 1561 - Vila Assam - CEP: 18222-000 - Itapetininga SP - (19) 3379-9300

Ofício

[illegible]

Nota Fiscal do Produto

Serviço Público Federal

INSTITUTO FEDERAL DE
EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SÃO PAULO
CAMPUS ITAPETINGA
 Endereço: Avenida João Olímpio de Oliveira, 1561 – Vila Assen – Itapetitinga, SP / CEP
 18.202-000

GUIA DE REMESSA 006/13

Finalidade: Empréstimo para trabalho de doutorado

Conforme tratativa entre os diretores do campus Itapetitinga e o professor Ivan Camiel, a Coordenadoria de Manutenção Almoacafado e Patrimônio do campus Itapetitinga, remete o Material permanente à título de empréstimo até a conclusão do doutorado do professor Ivan. Conforme descrito no item abativo relacionado para utilização na FAUL (Faculdade de Arquitetura e Urbanismo de Limeira)

QTD	ESPECIFICAÇÃO	TOMBO	VALOR TOTAL
1	Cadeira de rodas MN Freedom Clean 50/50 PRT INF P/AR A/24	Não tem	R\$ 1589,14

Itapetitinga, 01 de novembro de 2013.

 Coordenadora de Manutenção Almoacafado e Patrimônio
 José Eduardo de Moraes

 Responsável pelo Transporte
 Renato Reis

De acordo:

 Diretor do Campus-Itapetitinga
 Ragner Orlando Hammarstron

Guia de Remessa

TERMO DE RESPONSABILIDADE

IVAN RICARDO RODRIGUES CARRIEL, RG nº 27.806.868-6 SSP/SP, aluno regular do Programa de Pós-graduação em Arquitetura e Urbanismo da Universidade de São Paulo (USP), estou ciente e de acordo com as normas e regulamentos de uso do laboratório da Faculdade de Administração e Artes de Limeira (FAAL) e assumo a responsabilidade pelo espaço físico e guarda dos equipamentos do Laboratório no período de 22 a 23 de novembro de 2013.

Limeira/SP, 22 de novembro de 2013.

Prof. Me. Tomas Guner Sniker
Responsável pelo laboratório

Ivan Ricardo Rodrigues Carriel
Pescador Responsável

Termo de Responsabilidade de Uso

ANEXO H

GOVERNO DE SÃO PAULO
Etec Sales Gomes
 Gabinete do Diretor

TERMO DE RESPONSABILIDADE

IVAN RICARDO RODRIGUES CARRIEL, RG nº 27.806.868-6 SSP/SP, aluno regular do Programa de Pós-graduação em Arquitetura e Urbanismo da Universidade de São Paulo (USP), estou ciente e de acordo com as normas e regulamentos de uso da Sala 1 – “Professor Wilson Bertrami” (Mestre Emérito) da Escola Técnica Estadual Sales Gomes e assumo a responsabilidade pelo espaço físico e guarda da chave e equipamentos no período de 25 a 29 de novembro de 2013.

Tatui/SP, 25 de novembro de 2013.

 Prof. Rosana de Camargo Barros
 Responsável pela Sala

 Ivan Ricardo Rodrigues Carriel
 Pesquisador Responsável

Etec Sales Gomes
 Praça Adelaide B. Guedes, 01 - Centro - CEP: 18270-020 - Tatui - SP
 Tel.: (15) 3251-6084 - 3205-2002 - Fax: (15) 3251-4242
 www.etecsalesgomes.com.br - dr.salesgomes@centropaulasouza.sp.gov.br

Termo de Responsabilidade de Uso

TERMO DE RESPONSABILIDADE

REINALDO FERNANDES RG nº 128248695 SSP/SP, Diretor da Faculdade de Administração e Artes de Limeira (FAAL) localizada na Avenida Engº Antônio Eugênio Lucatto, 2515, Vila Camargo, CEP: 13486-083, em Limeira/ SP. Mediante este instrumento de aceitação, responsabilizo-me em prestar socorro imediato aos voluntários em caso de intercorrências durante a participação nos Testes de Usabilidade em Cadeira de Rodas entre os dias 22 a 23 de novembro de 2013 nesta instituição de ensino. Portanto, caso haja intercorrências os sujeitos serão encaminhados ao Pronto Socorro da Santa Casa de Limeira localizado na Av. Antônio Ometto, 675, Vila Cláudia, Limeira/SP, 13480-470 e ficam obrigados os pesquisadores responsáveis Ivan Ricardo Rodrigues Carriel e Dr. Alessandro Ventura (Orientador) ambos da Universidade de São Paulo (USP) a arcar com todos os prejuízos e indenizações aos respectivos voluntários.

Limeira/SP, 22 de novembro de 2013.

 Reinaldo Fernandes
 Diretor da Faal

 Ivan Ricardo Rodrigues Carriel
 Pesquisador Responsável

Termo de Responsabilidade

GOVERNO DE SÃO PAULO
Etec Sales Gomes
 Gabinete do Diretor

TERMO DE RESPONSABILIDADE

BEATRIZ SOARES AMARO, RG nº 24.666.339-X SSP/SP, Diretora Geral da Escola Técnica Estadual Sales Gomes, localizada na Praça Adelaide B. Guedes, 01, no Centro, CEP: 18270-020, em Tatui/SP. Mediante este instrumento de aceitação, responsabilizo-me em prestar socorro imediato aos voluntários, em caso de intercorrências, durante a participação nos Testes de Usabilidade em Cadeira de Rodas entre os dias 25 a 29 de novembro de 2013 nesta instituição de ensino. Portanto, caso haja intercorrências os sujeitos serão encaminhados ao Pronto Socorro Municipal de Tatui localizado na Rua Capitão Lisboa, 1240, Centro, CEP 18270-000 e ficam obrigados os pesquisadores responsáveis Ivan Ricardo Rodrigues Carriel e Dr. Alessandro Ventura (Orientador) ambos da Universidade de São Paulo (USP) a arcar com todos os prejuízos e indenizações aos respectivos voluntários.

Tatui/SP, 25 de novembro de 2013.

 Prof. Beatriz Soares
 Diretora Geral da ETEC Sales Gomes

 Ivan Ricardo Rodrigues Carriel
 Pesquisador Responsável

Etec Sales Gomes
 Praça Adelaide B. Guedes, 01 - Centro - CEP: 18270-020 - Tatui - SP
 Tel.: (15) 3251-6084 - 3205-2002 - Fax: (15) 3251-4242
 www.etecsalesgomes.com.br - dr.salesgomes@centropaulasouza.sp.gov.br

Termo de Responsabilidade

TERMO DE AUTORIZAÇÃO

REINALDO FERNANDES RG nº 128248695 SSP/SP, Diretor da Faculdade de Administração e Artes de Limeira, localizada na Avenida Engº Antônio Eugênio Lucatto, 2515, Vila Camargo, CEP: 13486-083, em Limeira/ SP, autorizo o professor Ivan Ricardo Rodrigues Carriel, a utilizar o Laboratório de Vídeo e Estudos Ergonômicos desta faculdade para realizar os experimentos da sua pesquisa de doutorado no período de 22 a 23 de novembro. Para assuntos específicos o pesquisador deve-se reportar ao Coordenador do Curso de Design, Professor Me. Tomas Guner Sniker, responsável pelo laboratório.

Limeira/SP, 22 de novembro de 2013.

 Reinaldo Fernandes
 Diretor da Faal

Termo de Autorização

ANEXO H

TERMO DE AUTORIZAÇÃO

REINALDO FERNANDES RG n° 128248695 SSP/SP, Diretor da Faculdade de Administração e Artes de Limeira, localizada na Avenida Eng° Antônio Eugênio Lucatto, 2515, Vila Camargo, CEP: 13486-083, em Limeira/ SP, autorizo o professor Ivan Ricardo Rodrigues Carriel, a utilizar o Laboratório de Video e Estudos Ergonômicos desta faculdade para realizar os experimentos da sua pesquisa de doutorado no período de 22 a 23 de novembro. Para assuntos específicos o pesquisador deve-se reportar ao Coordenador do Curso de Design, Professor Me. Tomas Guner Sniker, responsável pelo laboratório.

Limeira/SP, 22 de novembro de 2013.

Reinaldo Fernandes
Diretor da Faal

Termo de Autorização

ANEXO I - Notas

- ¹ LEON, E. **Design Brasileiro: quem fez, quem faz**. Senac: Rio de Janeiro, 2005. In: p.6.
- ² IFSP, Portaria Nº. 3.839, de 01 de Agosto de 2013. Período de 01 Ago. 2013 a 31 Jan. 2014. In: p.7
- ³ Os respectivos créditos das figuras se encontram no ANEXO J, p.616-621. In: p.16
- ⁴ VUJICIC, N. **Vida sem limites: inspiração para uma vida absurdamente boa**. Trad. Renato Marques de Oliveira. Ribeirão preto, SP: Novo Conceito, 2011. In: p.42
- ⁵ REEVE, C. **Ainda sou eu**. Trad. Vera Caputo. São Paulo: DBA Artes Gráficas, 2001. In: p.42.
- ⁶ IGNARRA, C.; CINTRA, F.; ROLIM, T. **Maria de Rodas: delícias e desafios na maternidade de mulheres cadeirantes**. São Paulo: Scortecci, 2012. In: p.42.
- ⁷ LACOMBE, M. **Mara Gabrilli: depois daquele dia**. 1. ed. – São Paulo: Benvirá, 2013. In: p.43
- ⁸ HOYT, D. **Devoção: a história de amor de um pai por seu filho**. Trad. Marsely de Marco Martins Dantas. Ribeirão Preto, SP: Editora Novo Conceito, 2011. In: p.44.
- ⁹ Teleton foi criado pelo ator Jerry Lewis, nos Estados Unidos em 1966, que teve um filho deficiente físico. Trata-se de uma maratona televisiva, que busca arrecadar fundos e conscientizar a população a respeito das possibilidades de um deficiente físico, gerando grande mobilização social. Disponível em: < <http://www.aacd.org.br/teleton.aspx>> Acessado 05 out. 2013. In: p.72
- ¹⁰ EAMES, R.; NEUHART, N.; NEUHART, M. **Eames Design**. New York: Harry Abrams, 1989. In: p.83.
- ¹¹ O design conceitual dos dois modelos de cadeira de rodas desenvolvido pelo Grupo Hanoi de Bernard Bürdek estão inseridos na página 118, “QUADRO 2.12 – Cadeiras de rodas do ano 1980 a 1986, a cadeira ortoestática, os prêmios de design e o Ano Internacional da Deficiência”. In: p.92.
- ¹² WoBo vem das palavras *World Bottle* (Garrafa Mundial). In: p.96.
- ¹³ INTERNATIONAL ERGONOMICS ASSOCIATION (IEA). Disponível em: <<http://www.iea.cc/whats/index.html>> Acesso: 23 jan. 2011. In: p.99.
- ¹⁴ BUFFA, E. S. **Administração da Produção**. Rio de Janeiro: LTC, 1972. 780p. In: p.99.
- ¹⁵ Tecnologia de Apoio, tradução de Portugal para o termo inglês *Assistive Technology*. In: p.103
- ¹⁶ Instituto de Tecnologia Social - ITS Brasil: Associação de direito privado fundado em 04 de Julho de 2001, qualificada como OSCIP (Organização da Sociedade Civil de Interesse Público) conforme Lei 9.790/99 e publicação no Diário Oficial da União, nº 209 – Ministério da Justiça - Seção 1, de 28 de outubro de 2002. In: p.104
- ¹⁷ Centro Espírita Nosso Lar Casas André Luiz, foi fundado em 28 de janeiro de 1949. Instituição de caráter filantrópico, sem fins lucrativos que atende gratuitamente pessoas com deficiência intelectual com ou sem deficiência física associada. Disponível em: <<http://casasandreluiz.org.br>> Acesso em: 20 set. 2013. In: p.123
- ¹⁸ BERGEN, A. F. A cadeira de rodas prescrita: um dispositivo ortótico. In: O’SULLIVAN; S. B.; SCHMITZ; T. J. (Organizadores). **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole, 1993. p.701–17. In: p.136.
- ¹⁹ SPIESS, E. M. **Hand propelled wheelchair**. US 4.460.190, 2 jul. 1992, 2 jul. 1984. In: p.143.

ANEXO I

- ²⁰ TAYLOR, W. G. **Wheelchair**. US 5.865.455, 2 ago. 1995, 2 fev. 1999. In: p.143.
ANEXO I
- ²¹ DRAKE, C. F. **Manually propelled wheelchair device**. US 5.941.547, 16 jan. 1996, 4 ago. 1999. p.143.
- ²² MITTELSTAEDT, M. K. **Manual wheelchair drive system**. US 2006/0.170.182, 1 fev. 2005, 3 ago, 2006. In: p.143.
- ²³ Peter Gage é presidente da *National Wheelchair Managers Forum*, Disponível em: <<http://www.nu-drive.com/>>; <<http://www.wheelchairmanagers.nhs.uk/index.html>> Acesso em: 17 jan. 2013. In: p.146.
- ²⁴ COOPER, R. A. High-tech wheelchairs gain the competitive edge. **IEEE Transaction im Medicine and Biology**. p.49-55, December 1991. In: p.156.
- ²⁵ CARLOS N, J. M.; PAYETTE, M. J.; VERVENA, L. P. Seating Orthosis Design for Prevention of decubitus ulcers. **Journal of Prosthetics & Orthotics**, v.7, n.2, p.51-60, 1995. In: p.168.
- ²⁶ ABNT NBR ISO 9241-210:2011 intitulada “Ergonomia da interação humano-sistema: Parte 210: Projeto centrado no ser humano para sistemas interativos” é a versão em português da ISO 9241-210:2010 que substituiu a ISO 13407:1999 intitulada “*Human-centred design processes for interactive systems*”. In: p.198.
- ²⁷ *Brainstorming* ou “Tempestade de Ideias” é uma técnica, criada pelo publicitário Alex Osborn (1953), utilizada para explorar a criatividade de indivíduos que se reúnem em grupos para gerar ideias inovadoras a partir do pensamento, para chegar a um denominador comum no desenvolvimento de um projeto (BAXTER, 1998, p.66-67). In: p.201.
- ²⁸ ISO/IEC 25062 Software engineering, Software product Quality Requirements and Evaluation (SQuARE), Common Industry Format (CIF) for usability test reports. p.218.
- ²⁹ BACKER, P. de. **Gestão ambiental: a administração verde**. Rio de Janeiro: Qualitymark, 1995. In: p.219.
- ³⁰ MATTAR, F. N. **Pesquisa de marketing**. Edição Compacta. 3. ed. São Paulo: Atlas, 2001. p.219.
- ³¹ KUNIN, T. H. The construction of a new type of attitude measure. **Personnel Psychology**, v.8, p.65-77, 1995. In: p.221.
- ³² JÄGER, R. Konstruktion einer Ratingskala mit Smiles. **Diagnostica**. v.50, n.1, p.31-38, 2004. In: p.221.
- ³³ BANGOR, A.; KORTUM, P. T.; MILLER, J. T. Determining what individual SUS scores mean: adding an adjective rating scale. 2009. **Journal of Usability Studies**. v.4, n.3, p.114-123, May, 2009. In: p.224.
- ³⁴ LEWIS, J. R.; SAURO, J. The factor structure of the system usability scale. 2009. **Internacional Conference (HCII 2009)**, San Diego CA, USA. In: p.224.
- ³⁵ HAYWOOD, K. M.; GETCHELL, N. **Life span motor development**. Champaign: Human Kinetics, 2005. In: p.228.
- ³⁶ NEWELL, K. M. Constraints on the development of coordination. In: WADE, M. G; WHITING, W. T. A. (Ed.) **Motor development in children: aspects of coordination and control**. Dordrecht: Martinus Nijhoff, 1986. p.341-360. In: p.230.

ANEXO I

- ³⁷ MANOEL, E. J. O estudo do comportamento motor: tendências e perspectivas. In: TANI, G. (Org.). **Comportamento motor: aprendizagem e desenvolvimento**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. cap.3, p.34-44. In: p.232.
- ³⁸ MANOEL, E. J. Motor developmental status and task constraint in over throwing. **Journal of Human Movement Studies**. Edinburgh, v.39, p.359-378, 2000. In: p.232.
- ³⁹ GALLAHUE, D. L.; OZMUN, J. C. **Compreendendo o desenvolvimento motor**: bebês, crianças, adolescentes e adultos. São Paulo: Phorte, 2005. In: p.232.
- ⁴⁰ SEEFELDT, V.; HAUBENSTRICKER, J. Patters, phases, or stages: an analytical model for the study of developmental movement. In: KELSO, J. A. S.; CLARK, J. E. **The development of movement control and coordination**. New York: John Wiley & Sons, 1982. In: p.232.
- ⁴¹ TANI, G. *et al.* **Educação física escolar**: fundamentos de uma abordagem desenvolvimentista. São Paulo: EDUSP, 1988. In: p.232.
- ⁴² SOUZA, A.; BONINGER, M. L.; KOONTZ, A. M.; FAY, B. T.; COOPER, R. A. **A classification of stroke patters in manual wheelchairs users**. Resna, 2000. In: p.235.
- ⁴³ SANDERSON, D. J; SOMMER, H. J. Kinematic features of wheelchair propulsion. **Journal of Biomechanic**. v.18, p.423–429, 1985. In: p.235.
- ⁴⁴ SHIMADA; S.D. ROBERTSON, R. N.; BONINGER, M. L; COOPER, R. A. **Kinematic characterization of wheelchair propulsion**. *J Rehabil Res Dev.*, v.35, p.210–218, 1998. In: p.235.
- ⁴⁵ WEI, S. H.; HUANG, S.; JIANG, C. J.; CHIU, J. C. Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. **Clin Biomech**. v.18, n.6, p.46-52, 2003. In: p.237.
- ⁴⁶ *Linoleum* ou linóleo é um tipo de piso vinílico, produzido com matérias-primas naturais e renováveis, como juta e óleo de linhaça, composição que o torna biodegradável com textura emborrachada e bastante maleável, no Brasil esse piso é conhecido pela marca comercial Paviflex®. Fonte: <<http://www.grupofortdecor.com.br/paviflex>> Acesso em: 01 nov. 2013. In: p.239.
- ⁴⁷ LIPPERT, L. S. **Cinesiologia clínica para fisioterapeutas**. 3ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. In: p.239. In: p.243.
- ⁴⁸ BONINGER, M.L.; COOPER, R. A.; SHIMADA, S. D.; [et al.] Shouder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. **Spinal Cord**. Sep: 36: 418:26, 1998. In: p.248.
- ⁴⁹ VEEGER, H. E. J.; WOUDE, L. H. V. van der; ROZENDAL, R. H. Wheelchair propulsion technique at different speeds. **Scan Journal Reabilitation Med**. 21: 197-203, 1998. In: p.248.
- ⁵⁰ VANLANDEWIJCK, Y. C.; SPAEPEN, A. J.; LYSSENS, R. J. Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. **Med and Science in Sports and Exercise**. 26: 1273-81, 1994. In: p.248.
- ⁵¹ NEWSAM, C. J.; RAO, S. S.; MULROY, S. J.; [et al.] Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. **Gait Posture**. 10: 223-32, 1999. In: p.248.
- ⁵² COOPER, R. A. A system approach to the modeling of racing wheelchair propulsion. **J. Rehabil Res Dev**. 27 (2): 151-62, 1998. In: p.248.

ANEXO I

- ⁵³ BROWN, D. D.; KNOWLTON, R. G.; HAMILL, J.; [et al.] Physiological and biomechanical differences between wheelchair dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry. **Eur J Appl Phys.** 60: 179-82, 1990. In: p.253.
- ⁵⁴ RODGERS, M. M. GAYLE, G. W.; FIGONI, S. F.; [et al.] Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. **Arch Phys Med Rehabil.** 75: 85-93, 1994. In: p.257.
- ⁵⁵ BONINGER, M. L. COOPER, R. A.; ROBERTSON, R. N.; [et al.] Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: and analysis using a local coordinate system. **Arch Phys Med Rehabil.** 78: 364-72. 1997. In: p.257.
- ⁵⁶ TAYLOR, F. W. **Princípios da administração científica.** São Paulo: Editora Atlas, 1976. 134p. In: p.259.
- ⁵⁷ VIEL, E; ESNAULT, M. Lombalgias e cervicalgias da posição sentada. São Paulo: Manole, 2000. In: p.270.
- ⁵⁸ KNOPLICH, J. **Enfermidades da coluna vertebral.** E. ed. São Paulo, Robe, 2003. In: p.270.
- ⁵⁹ WOUDE, L. H. V. van der; VEEGER, H. E. J.; ROZENDAL, R. H. [et al.] Seat height in handrim wheelchair propulsion. **J. Rehabil Res Dev.** 23 (4): 31-50, 1988. In: p.272.
- ⁶⁰ Modelo de aro de propulsão ergonômico, consultar a página 151, FIGURA 3.13 que mostra um segmento do aro de propulsão ergonômico desenvolvido por Medola (2010) e a FIGURA 3.14 que traz o encaixe da mão no aro de propulsão ergonômico. In: p.273.
- ⁶¹ BRÖXKES; HERZOG... In: p.278.
- ⁶² Com base nas conclusões de Galileu, a Lei da Inércia foi elaborada por Isaac Newton (1643-1727) que diz: "Por inércia, um corpo em repouso tende a continuar em repouso" e "Por inércia, um corpo que está se movendo tende a continuar em movimento"(RONNEY, 2013). In: p.279.
- ⁶³ n'Feiras é um site na internet que hospeda a agenda de feiras e eventos tecnológicos que acontecem no Brasil e no mundo. que Disponível em: <<http://www.nfeiras.com/>> Acessado em: 15 jan. 2013. In: p.287.
- ⁶⁴ Ortopedia Jaguaribe Ind. e Comércio Ltda. Disponível em: <<http://www.baxmannjaguaribe.com.br/>> Acessado em: 15 jan. 2013. In: p.288.
- ⁶⁵ CDS Cadeira de Rodas. Disponível em: <<http://www.cdscadeiraderodas.com.br/>> Acessado em: 15 jan. 2013. In: p.288.
- ⁶⁶ Freedom Veículos Elétricos Ltda. Disponível em: <<http://www.freedom.ind.br/>> Acessado em: 15 jan. 2013. In: p.288.
- ⁶⁷ (A) OrtoBrás Ind. e Comércio de Ortopedia Ltda. Disponível em: <<http://www.ortobras.com.br/>> Acessado em: 15 jan. 2013. In: p.288. (B) Ortomix Ind. e Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda. Disponível em: <<http://www.ortomix.com.br/>> Acessado em: 15 jan. 2013. In: p.288.
- ⁶⁸ KARANA...In: p.298.
- ⁶⁹ Software Kinovea. Disponível em: <<http://www.kinovea.org/>> Acesso em: 09 dez. 2013. In: p.335.
- ⁷⁰ DALLMEIJER, A. J. et al. Anaerobic power output and propulsion technique in spinal cord injured during wheelchair ergometry. **Journal of Rehabilitation Research and Development.** v.1, n.2, p.120-128, 1994. In: p.348.

ANEXO I

- ⁷¹ Matlab (MATrix LABoratory) é um software utilizado para fazer cálculos numéricos, desenvolvido por Cleve Moler na década de 1970 do Departamento de Ciências da Computação da Universidade do Novo México, EUA. In: p.354.
- ⁷² HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 3. Ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2000. Apêndice D – Parâmetros Antropométricos para o Corpo Humano, p.398-399. (Consultar o APÊNDICE E, p.604.). In: p.355.
- ⁷³ NASA. **Anthropometric Source Book**. NASA Reference Publication 1024. Washington, D. C.: U.S. National Aeronautics and Space Administration, 1978. In: p.366.
- ⁷⁴ Consultar APÊNDICE J, p.492, *Check List* de Seleção do Referencial Tecnológico de Cadeiras de Rodas de Propulsão Manual. In: p.376.
- ⁷⁵ O Drácon (poliéster) é produzido através da condensação de ácido tereftálico junto com etilenoglicol. Foi desenvolvido pelos químicos britânicos Whinfield e Dickson na década de 1940, sendo assim usado na fabricação de fibras sintéticas com grande resistência à tração. Disponível em: <<http://pt.wikipedia.org/>> Acesso em: 20 jan. 2014. In: p.382.
- ⁷⁶ CONTINI, R.; DRILLIS, R. **Body segment parameters. Report n° 1166-03**. New York: Department of Health, Education and Welfare, 1966. In: p.426.
- ⁷⁷ ROOZBAZAR, A.; BOSKER, G. W.; RICHERSON, M. E. A theoretical model to estimate some ergonomic parameters from age, height and weight. **Ergonomics**. V.22, n.1, p.43-58, 1979. In: p.427.
- ⁷⁸ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR 6023:2002. In: p.451.
- ⁷⁹ ARMSTRONG T.J.; FOULKE, J.A.; JOSEPH, B.S. & GOLDSTEIN, S.A. Investigation of cumulative trauma disorders in a poultry processing plant. **American Industrial Hygiene Association Journal**. 43 (02): 103-116, 1982. In: p.477.
- ⁸⁰ HUNTING, W. LAUBLI, T. & GRANDJEAN, E. Postural and visual loads at VDT workplaces I. Constrained postures. **Ergonomics**, 24 (12): 917-931, 1981. In: p.477.
- ⁸¹ ARMSTRONG, T. J. Upper-extremity posture: definitions, measurement and control. In: CORLETT, N.; WILSON, J. and MANENICA, I. (Ed.) **The ergonomics of working posture – The proceedings of the First International Occupational Ergonomics Symposium**. London: Taylor & Francis, 1986, pp:59-73. In: p.477.
- ⁸² JUUL-KRISTENSEN, B.; FALLENTIN, N. & CHRISTENSEN, H. Data on movement frequency and posture from observational techniques. In: **Advances in Occupational Ergonomics and Safety** (2 Vol.), pp. 454-457, 1996. In: p.477.
- ⁸³ ARMSTRONG, T.J. & CHAFFIN, D.B. Carpal tunnel syndrome and selected personal attributes. **Journal of Occupational Medicine**. 21 (07): 481-486, 1979. In: p.477.
- ⁸⁴ KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular – membro superior**. Rio de Janeiro: Manole, 1980. In: p.477.
- ⁸⁵ COLOMBINI, D. An observational method for classifying exposure to repetitive movements of the upper limbs. **Ergonomics**, 41 (09): 1261-1289, 1998. In: p.477.
- ⁸⁶ McATAMENY, L. & CORLETT, N. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. **Applied Ergonomics**, 24 (02): 91-99, 1993. In: p.477.
- ⁸⁷ GIL COURRY, H. J. C. **Trabalhando Sentado** - manual para posturas confortáveis. 2. Ed. São Carlos: EDUFSCar, 1995, 88p. In: p.477.

ANEXO I

- ⁸⁸ PALMER, A. K., WERNER, F. W., MURPHY, D. & GLISSON, R. Functional wrist motion: a biomechanical study. **The Journal of Hand Surgery**, 10A (01): 39-46, 1985. In: p.477.
- ⁸⁹ REMPEL, D. HORIE, S. & TAL, R. Carpal Tunnel pressure changes during keying. In: **Proceedings of the Marconi Keyboard Research Conference**. San Francisco: Ergonomics Laboratory, 1994, p.1-3. In: p.477.
- ⁹⁰ GELBERMAN, R. H.; SZABO, R.M. & MORTENSON, W.W. Carpal tunnel pressures and wrist position in patients with Colle's fractures. **Journal of Trauma**, 24 (08): 747-749, 1984. In: p.477.
- ⁹¹ REMPEL, D. & HORIE, S. Effect of wrist posture during typing on carpal tunnel pressure. In: **Proceedings of the Fourth International Scientific Conference**. Milan, V. 03, C27-C28, 1994. In: p.477.
- ⁹² GENAIDY, A. M., GOU, L. ECKART, R. & TISCHBEIN, D. A Postural stress analysis system for evaluating body segments and positions in industry. **Proceedings of the Ergonomics Society Conference**. Edinburg, pp.346-351. 1993. In: p.477.
- ⁹³ SMITH, E. M.; SONSTEGARD, D. & ANDERSON, W. Carpal Tunnel syndrome: contribution of flexor tendos. **Archives Physical Medicine Rehabilitation**. 58 (___): 379-385, 1977. In: p.477.
- ⁹⁴ HEDGE, A. Design of hand-operated devices, In: STANTON, N. **Human Factors in Consumer Products**. London: Taylor & Francis, 1998, pp. 203-222. In: p.477.
- ⁹⁵ ZIPP, P.; HAIDER, E.; HALPERR, N. & ROHMERT, W. Keyboard design through physiological strain measurements. **Applied Ergonomics**, 14 (02): 117-122, 1983. In: p.477.
- ⁹⁶ Apêndice N: Dimensões em centímetros (cm). In: p.503.
- ⁹⁷ IDEO é uma empresa americana especializada em desenvolvimento de produto e inovação. In: p.597.
- ⁹⁸ *High Design* foi desenvolvido por Stefano Marzano da *Philips Design*, em 1991. In: p.597.
- ⁹⁹ Apêndice F, p.25. In: ISO. **ISO/TS 20282-2:2006(E)**. Ease of operation of everyday products. Part 2: test method for walk-up-and-use products. Geneve, Switzerland 2006(b). 32p. In: p.601..
- ¹⁰⁰ Sistema de classificação médica baseado no local da lesão medular. Usado pela *National Wheelchair Athletic Association*. (SHERRIL,1986 *apud* COLUCCI, 1995). In: p.602.
- ¹⁰¹ Embora existam sete vértebras na região cervical, há oito nervos cervicais. O C8 é um nervo que emerge abaixo da vértebra C7 e acima da primeira vértebra torácica. In: p.602.
- ¹⁰² DE PLAGENHOEF, E. F. G.; ABDELNOUR, T. Anatomical data for analyzing human motion, **Res Q Exerc Sport** 54:169, 1983. (Obs.: Os valores fornecidos nesses quadros representam valores médios para número limitado de indivíduos, conforme relatado na literatura científica). In: p.604.

ANEXO J – Créditos das Figuras

APRESENTAÇÃO, p. 41-44.

- 1 **Nick Vujicic e sua cadeira de rodas.** 43
Disponível em: <<http://bigbackground.com/figure/nick-vujicic-swimming.html>> Acesso em: 24 fev. 2014.
- 2 **Christofher Reeve e sua cadeira de rodas** 43
CHRISTOFHER REEVE. Disponível em: <<http://www.chrisreevehomepage.com/images/portraits/i-pic8.jpg>> Acesso em: 24 fev. 2014.
- 3 **Gabrilli utilizando o elevador de acesso a tribuna da Câmara dos...** 44
Foto: Rodolfo Stuckert, Agência Câmara. Disponível em: <http://poderonline.ig.com.br/wp-content/uploads/2011/02/mara_gabrilli_rodolfostuckert_agcamara-300x253.jpg> Acesso em: 24 fev. 2014.
- 4 **Jornalista Flávia Cintra em estado gestacional na cadeira de rodas.** 44
In: IGNARRA, C.; CINTRA, F.; ROLIM, T. *Maria de Rodas: delícias e desafios na maternidade de mulheres cadeirantes*. São Paulo: Scortecci, 2012. p.55
- 5 **Dick Hoyt e Rick na Maratona de Boston (1981)** 44
In: HOYT, D. *Devoção: a história de amor de um pai por seu filho*. Trad. Marsely de Marco Martins Dantas. Ribeirão Preto, SP: Editora Novo Conceito, 2011.

CAPÍTULO 2, p. 61-134.

- 2.1 **Georg Moritz Ebers (1837-1898).** 62
WIKIPÉDIA. Disponível em: <http://en.wikipedia.org/wiki/Georg_Ebers> Acesso em: 15 jan. 2013
- 2.2 **Papiro de Ebers, propriedade da Universidade de Leipzig.** 62
HISTORIA DE LA MEDICINA. Disponível em: <<http://historiadelamedicina.org/blog/2008/04/21/el-papiro-de-edwin-smith/>> Acesso em: 15 jan. 2013
- 2.3 **O ilustre coxo Hefesto da Mitologia Grega.** 63
EFECADE. Disponível em: <<http://www.efecade.com.br/hefesto-vulcano/>> Acesso em: 15 jan. 2013
- 2.4 **Busto de Homero, poeta da Grécia Antiga.** 63
HISTÓRIA, A. Disponível em: <<http://www.ahistoria.com.br/biografia-homero/>> Acesso em: 15 jan. 2013
- 2.5 **Vaso grego com Hefesto, Museu de Arte de Toledo, Ohio, EUA.** 63
Disponível em: <> Acesso em:
- 2.6 **O exorcismo de um catecúmeno com malformações congênitas.** 64
In: SILVA, O. M. da. *A epopeia ignorada: a pessoa deficiente na história do mundo de ontem e hoje*. São Paulo: CEDAS, 1986. p.155.
- 2.7 **Prótese em madeira e couro de dedos de uma múmia egípcia...** 64
EM. Disponível em: <http://www.em.com.br/app/noticia/tecnologia/2011/02/15/interna_tecnologia,209910/dedos-artificiais-datados-de-600-a-c-sao-encontrados-em-mansao-nos-eua.shtml> Acesso em: 15 jan.2013
- 2.8 **Cavaleiro alemão Goetz von Berlichingen (1480-1562).** 64
PORTRAIT. Disponível em: <<http://portrait.kaar.at/Deutschsprachige%20Teil%201/image20.html>> Acesso em: 15 jan.2013
- 2.9 **Trono adaptado do Rei Phillip II da Espanha, 1595.** 65
- 2.10 **Inscrição de uma cadeira de rodas gravada em um sarcófago chinês...** 65
- 2.11 **Cadeira de rodas desenvolvida por Stephen Farfler, 1655.** 65
In: CARRIEL, I. R. R. *Recomendações ergonômicas para o projeto de cadeira de rodas: considerando os aspectos fisiológicos e cognitivos dos idosos*. 2007. 244p. Dissertação (Mestrado em Ergonomia) Faculdade de Arquitetura, Comunicação e Artes, Universidade Estadual Paulista. Bauru, SP, 2007. p.21.
- 2.12 **Helen Adams Keller (1880-1968).** 67
NNDB. Disponível em: <<http://www.nndb.com/people/074/000046933/>> Acesso em: 15 jan. 2013
- 2.13 **Família Ovitzs: Elizabeth, Perla, Rozika, Frieda, Franziska e Avram.** 67
THE GUARDIAN. Disponível em: <<http://www.theguardian.com/world/2013/mar/23/the-dwarves-of-auschwitz>> Acesso em: 15 jan. 2013
- 2.14 **Médico nazista Josef Mengele (1911-1979).** 67
TMS POWER OF ONE. Disponível em: <<http://tms-power-of-one.wikispaces.com/Dr.Josef+Mengele>> Acesso em: 15 jan. 2013
- 2.15 **Camadas da sola para prótese desenvolvido pela Nike.** 68
- 2.16 **Vista lateral da sola vestida na prótese.** 68
- 2.17 **Prótese modelo lâmina da Össur.** 68
ÖSSUR. Disponível em: <<http://www.ossur.com.br/>> Acesso em: 25 fev. 2014.

ANEXO J

2.18	Capa do documentário “Hakani: uma voz pela vida”.	70
	HAKANI: uma voz pela vida. Direção: D. L. Cunningham. Produção: D. L. Cunningham, Enoque Freire. Interpretes: Indígenas Brasileiros. Roteiro: Kevin Miller. Narração: Irene Ravache. Brasil, 2008. Filme: Documentário. DVD. (36.08 min.), son. color.	
2.19	Antonio Francisco Lisboa, “O Aleijadinho” (1738-1814).	70
	VIDAS LUSOFONAS. Disponível em: < http://www.vidaslusofonas.pt/aleijadinho.htm > Acesso em: 25 fev. 2014.	
2.20	Inválidos da Pátria, Ilha do Bom Jesus/RJ (1909).	70
	IBA MENDES. Disponível em: < http://www.ibamendes.com/2013/01/a-ilha-de-bom-jesus-e-o-asilo-dos.html > Acesso em: 25 fev. 2014.	
2.21	Renato da Costa Bomfim (1901-1976).	71
	AACD. Disponível em: < http://www.aacd.org.br/ > Acesso em: 13 mar. 2010.	
2.22	Dorina de Gouveia Nowill (1919-2010).	71
	FUNDACAO DORINA NOWILL PARA CEGOS. Disponível em: < http://www.fundacaodorina.org.br/quem-somos/dorina-de-gouveia-nowill/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	
2.23	Ana Rita de Paula (1962-).	71
	18º PRÊMIO CLÁUDIA. Disponível em: < http://premioclaudia.abril.com.br/finalistas/ana-rita-de-paula/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	
2.25	Recursos de tecnologia assistiva para locomoção.	79
	In: BERSCH, R. <i>Introdução à tecnologia assistiva</i> . Porto Alegre, 2005. Disponível em: < http://www.assistiva.com.br/Introducao_Tecnologia_Assistiva.pdf >. Acesso em: 27 jan. 2006.	
2.26	Victor Papanek (1923-1998)	86
	PAPANEK FOUNDATION. Disponível em: < http://papanek.org/lecture/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	
2.27	Capa do livro “Design for the Real World”	86
2.28	Bengala para cego.	86
2.29	Alcance do design diante dos problemas reais.	86
	In: PAPANEK, V. <i>Design for the Real World</i> . New York: Bantam Book, 1973. (p.79; p.68, 69, 72.)	
2.30	Hochschule für Gestaltung Ulm (HfG).	89
	JETZT. Disponível em: < http://jetzt.sueddeutsche.de/texte/anzeigen/462781/1801-HfG > Acesso em: 25 fev. 2014.	
2.31	Irmãos Hans e Sophie Scholl.	89
	REI DA VERDADE. Disponível em: < http://www.reidaverdade.net/wp-content/uploads/2013/08/Rosa-Branca-12.jpg > Acesso em: 25 fev. 2014.	
2.32	Gui Bonsiepe (1934-).	90
	ESDI. Disponível em: < http://www.esdi.uerj.br/noticias/p_bonsi.shtml > Acesso em: 25 fev. 2014.	
2.33	Capa do livro “Teoría y Práctica del Diseño Industrial”.	90
	In: BONSIPE, G. <i>Teoría y práctica del diseño industrial: elementos para una manualística crítica</i> . Barcelona: GG, 1978.	
2.34	Vista frontal de cadeira de rodas desenhada em papel quadriculado.	90
2.35	Cadeira de rodas com propulsão frontal, projeto de E. D. Paschoal.	91
2.36	Sistema estrutural com apoio de perna.	91
2.37	Cadeira de rodas dobrada pelo sistema articulado em “X”.	91
2.38	Todos os componentes da cadeira de rodas.	91
	In: BONSIPE, G.; MORAIS, F. de; <i>Diseño industrial em America Latina</i> . In: BIBLIOTECA SINTÉTICA DE ARQUITECTURA. <i>Colección Summarios</i> . Gui Bonsiepe (Org.) Dirigida por Marina Waisman. Volumen VI, Publicación periódica Año 3, n.34, ago 1979.	
2.39	Logo do Ano Internacional da Pessoa com Deficiência	92
	MEMORIAL DA INCLUSÃO. Disponível em: < http://www.memorialdainclusao.sp.gov.br/br/home/aipd1.shtml > Acessado em: 26 out. 2011.	
2.40	Capa do livro “Desenho Industrial para Pessoas Deficientes”	92
	In: BONSIPE, G.; YAMADA, T. <i>Desenho Industrial para pessoas deficientes</i> . Brasília, DF: CNPq - Coord. Editorial, 1982.	
2.41	Donald A. Norman (1935-)	93
	JOHNNY HOLLAND. Disponível em: < http://johnnyholland.org/2011/01/design-research-and-innovation-an-interview-with-don-norman/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	
2.42	Capa do livro “The Design of Everyday Things”	93
	In: NORMAN, D. A. <i>The design of everyday things</i> . New York: Basic Books, 1988.	
2.43	Capa do livro “The Design of Future Things”	93
	In: NORMAN, D. A. <i>O design do futuro</i> . Tradução de Talita Rodrigues. Rio de Janeiro: Rocco, 2010.	

ANEXO J

2.44	Nigel Whiteley	96
	GUMNURI. Disponível em: < http://gumnuri.kookmin.ac.kr/cwb-data/data/gum01/Picture_nigel_whiteley_from_hsyoon.jpg > Acesso em: 25 ago. 2011.	
2.45	Capa do livro "Design for Society"	96
	In: WHITELEY, N. <i>Design for society</i> . London: Consortium, 1997.	
2.46	Garrafa quadrada denominada WoBo da Heineken	96
	MODERN DESIGN. Disponível em: < http://www.moderndesign.org/2010/08/heineken-square-brick-bottle.html > Acesso em: 25 ago. 2011.	
2.48	Capa do livro "Ergonomia: Projeto e Produção"	98
2.49	Representação esquemática das interações entre os elementos de...	100
	In: IIDA, I. <i>Ergonomia: projeto e produção</i> . 2. ed. rev. ampl. São Paulo: Blücher, 2005.	
2.50	João da Gama Filgueiras Lima, Lelé (1932-)	101
2.51	Cama-maca do Hospital da Rede Sara, Brasília/DF.	101
2.52	Cadeira de rodas ortoestática, Ortomóvel - EquipHos.	102
2.53	Segunda geração da cadeira de rodas ortomóvel.	102
	In: BONATTI, F. A. da S. <i>Design para deficientes visuais: proposta que agrega videomagnificação a uma prancha de leitura</i> . 2009. 189 f. Tese (Doutorado em Design e Arquitetura) - Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.	
2.54	Cadeira de rodas André Luís; 2.55 Cadeira de rodas para resgate; 2.56 Cadeira de rodas para obesos.	123
	JAGUARIBE. Disponível em: < http://www.ortopediaguaribe.com.br/ >. Acesso em: 22 jun. 2013.	
2.57	Sistema mecânico para elevação de cadeira de rodas da Braun Ability.	124
	BRAUN ABILITY. Disponível em: < http://www.braunability.com/ > Acesso em: 25 fev. 2014	
2.58	Cadeira de rodas motorizada modelo Gazela Ultra Lite da Freedom.	124
	FREEDOM VEÍCULOS LTDA. Disponível em: < http://www.freedom.ind.br/ >. Acesso em: 22 jun. 2013.	
2.59	Cadeira de rodas modelo Tropical da Ortobrás.	125
2.60	Cadeira de rodas modelo Ultra Lite 2000 Infantil da Ortobrás	125
2.61	Cadeira de rodas modelo Office da Ortobrás.	125
	ORTOBRÁS. Disponível em: < http://www.ortobras.com.br/ >. Acesso em: 22 jun. 2013.	
2.62	Cadeira de rodas elétrica Freedom Clean da Linha Saúde.	126
2.63	Bicicleta Elétrica Freedom Mountain Bike Masculina da Linha Lazer.	126
	FREEDOM VEÍCULOS LTDA. Disponível em: < http://www.freedom.ind.br/ >. Acesso em: 22 jun. 2013.	
2.64	Cadeira de rodas Econômica.	127
2.65	Cadeira de rodas Max Obeso.	127
2.66	Cadeira com rodas invertidas.	127
2.67	Cadeira de Rodas Confort.	127
	CDS CADEIRA DE RODAS. Disponível em: < http://www.cdscadeiraderodas.com.br/ >. Acesso em: 22 jun. 2013.	
2.68	Cadeira de rodas Panthera X, da Ortomix.	128
2.69	Estrutura da cadeira de rodas Panthera X.	128
2.70	Cadeira de Rodas SW Estilo.	129
2.71	Cadeira de Rodas SW Ventura.	129
2.72	Cadeira de Rodas SW Baby.	129
	ORTOMIX. Disponível em: < http://www.ortomix.com.br/ >. Acesso em: 22 jun. 2013.	

CAPÍTULO 3, p. 135-198.

3.1	Cadeira de rodas manual RoChair com propulsão por alavanca.	142
	ROTAMOBILITY. Disponível em: < http://rotamobility.com/rochair/index.html > Acesso em: 29 mar. 2013.	
3.2	Handcycle Top End Force G da Invacare, propulsão por manivelas.	142
	TOPEND WHEELCHAIR. Disponível em: < http://www.topendwheelchair.com/OurChairs/Product-Details.aspx?id=8 > Acesso em: 29 mar. 2013.	
3.3	Patente Nº 6.755.430 do inventor Brian M. Watwood, 2004.	144
3.4	Patente Nº 6.893.035 do inventor Brian M. Watwood, 2004.	144
3.5	Mecanismo manual alternativo para propulsão em cadeiras de rodas.	144
	In: SILVA, J. F. da. <i>Padrões de propulsão para cadeiras de rodas e seus fatores de desempenho</i> . 2009. 183 f. Dissertação (Mestrado em Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico) - Faculdade de Engenharia Mecânica Urbanismo, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.	
3.6	Sistema de propulsão por alavanca Wijit, EUA.	144
	WIJIT. Disponível em: < http://wijit.com/ > Acesso em: 29 mar. 2013.	
3.7	Dispositivo de propulsão NuDrive montado na roda da cadeira.	145
	NU-DRIVE. Disponível em: < http://www.nu-drive.com/ > Acessado em: 23 mar. 2013.	

ANEXO J

3.8	Biomecânica dos braços dos usuários para propulsão com NuDrive.	145
	NU-DRIVE. Disponível em: < http://www.nu-drive.com/ > Acessado em: 23 mar. 2013.	
3.9	Forças atuantes na posição sentada, plano frontal (a) e sagital (b).	146
3.10	Posição do centro de gravidade (CG) em relação ao eixo da cadeira de rodas	146
	In: MEDINA, A. G.; COELHO, D. B. Aspectos biomecânicos e funcionais na prescrição de cadeira de rodas. In: 12º CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 12., 2007, São Pedro, SP. <i>Anais...</i> São Paulo: TEC ART, 2007. 6p.	
3.11	Dispositivo de marcha para cadeira de rodas com aro de propulsão...	147
	IDEA BRASIL. Disponível em: < http://www.ideabrasil.com.br/site/cubo-de-marchas-para-cadeira-de-rodas-gear-cube-for-wheelchairs/ > Acesso em: 22 fev. 2014.	
3.12	Encaixe da mão no aro de propulsão tubular.	148
3.13	Segmento do aro de propulsão ergonômico desenvolvido por Medola (2010)	148
3.14	Encaixe da mão no aro de propulsão ergonômico.	148
	In: MEDOLA, O. F. <i>Desenvolvimento de um aro de propulsão manual ergonômico para cadeira de rodas</i> . 2010. 124 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Programa de Pós-graduação Interunidades Bioengenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.	
3.15	Roda em alumínio raiada de 24 polegadas da Ortomix.	151
3.16	Roda injetada em fibra de carbono X-Core com três raios.	151
3.17	Cubo de alumínio usinado da Ortomix.	151
	ORTOMIX. Disponível em: < http://www.ortomix.com.br/ > Acesso em: 23 mar. 2013.	
3.18	Patente americana de dispositivo anti-tombo para cadeira de rodas.	153
	In: KIRBY, R. L. et al. Wheelchair stability: effect of body positionn. <i>Journal of Rehabilitation Research and Development</i> , Washington DC, v.32, n.4, p.367-72, 1995.	
3.19	Cadeira de rodas de propulsão manual com cambagem nula 90º (a) e negativa (b).	154
3.20	Modelo de pneu tubular <i>Sprinter GatorSkin</i> da Continental, Alemanha.	156
	CONTINENTAL. Disponível em: < http://www.conti-online.com/generator/www/de/en/continental/bicycle/th... > Acesso em: 8 jan. 2013.	
3.21	Modelo de pneu tubular para aro clincher da Tufo, República Tcheca.	156
	TUFO. Disponível em: < http://www.tufo.com/technology-2/ > Acesso em: 8 jan. 2013.	
3.22	Pontos críticos na cadeira de rodas para garantir a estabilidade postural...	158
3.23	Assento flexível em lona ou vinil.	160
3.24	Assento rígido com almofada.	160
3.25	Fixação com velcro da almofada no assento rígido.	160
	In: WORLD HEALTH ORGANIZATION. <i>Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings</i> . Geneva: WHO Press, 2008.	
3.26	Medidor de peso de referência para adulto	163
3.27	Medidor de peso de referência infantil	163
	In: ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). <i>NBR ISO 7176-7: cadeira de rodas: parte 7: medição de dimensões de assento e rodas</i> . Rio de Janeiro, 2009. 47 p	
3.28	Area de contato em relação a espessura da almofada (a); b) e área...	168
	In: MORAES, H. S. de. <i>Projeto conceitual de sistemas de assento para cadeira de rodas: uma abordagem sistêmica</i> . 2009. 142 f. Dissertação (Mestrado em Design) - Programa de Pós-graduação em Design, Escola de Engenharia e Faculdade de Arquitetura, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.	
3.29	Almofada anatômica de visco elástico da Helab Contur.	169
3.30	Almofada plana de visco elástico da Helab Contur.	169
	THE ROHO GROUP. Disponível em: < http://www.therohogroup.com/ > Acessado em: 30 mar. 2013.	
3.31	Almofada <i>High Profile Quadtro Select</i> da Roho.	
	PLASCHKO PARTHER. Disponível em: < http://www.plaschkopartner.ch/home.html > Acessado em: 30 mar. 2013.	
3.32	Assento adaptado de cadeira de rodas.	169
	AACD. Disponível em: < http://www.aacd.org.br/ > Acessado em: 22 jun. 2013.	
3.33	Encosto com espaldar baixo (a) e espaldar alto (b).	170
	In: WORLD HEALTH ORGANIZATION. <i>Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings</i> . Geneva: WHO Press, 2008.	
3.34	Cadeira de rodas para prática do basquete da Jaguaribe.	170
	JAGUARIBE. Disponível em: < http://www.ortopediajaguaribe.com.br/ >. Acesso em: 22 jun. 2013.	
3.35	Encosto <i>Spex</i> da <i>Spex Seating</i>	171
3.36	Sistema <i>Contouring Cell Cube System</i>	171
	INVACARE. Disponível em: < http://www.invacare.com/cgi-bin/imhqprd/default.jsp > Acesso em: 25 fev. 2014.	

ANEXO J

3.37	Sistema quick-release do encosto Spex	171
3.38	Encosto “Curved” da Invacare	173
3.39	Encosto “Personal” da Invacare	173
3.40	Encosto “Dual Flex 10 Mild Contour” da Invacare	173
3.41	Encosto “Dual Flex 10 Max Contour” da Invacare	173
	INVACARE. Disponível em: < http://www.invacare.com/cgi-bin/imhqprd/default.jsp > Acesso em: 25 fev. 2014.	
3.42	Encosto Jay Xtreme	173
3.43	Encosto Jay 2	173
3.44	Encosto Jay Care	173
3.45	Encosto Jay J2 Deep Contour	173
	REATEAM. Disponível em: < http://reateam.ppgr.com.br/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	
3.46	Encosto <i>JetStream</i> Pro da RoHo	174
3.47	Sistema de fixação do encosto <i>JetStream</i>	174
	SPEXSEATING. Disponível em: < http://www.spexseating.com/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	
3.48	Encosto Talon da Varilite.	174
	VARILITE. Disponível em: < http://www.varilite.com/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	
3.49	Interface apoio de cabeça, cadeira de rodas e usuário.	176
3.50	Conjunto apoio de cabeça <i>Spex Seating</i> .	176
3.51	Sistema de Fixação do apoio na cadeira de rodas.	176
3.52	Sistema de articulação do apoio de cabeça.	177
3.53	Mecanismo de ajuste linear por volante e fixação.	177
3.54	Mecanismo de ajuste linear por alavanca e fixação.	177
3.55	Detalhe do sistema de ajuste rápido por alavanca.	177
3.56	Apoio de braço para cadeira de rodas da <i>Spex Seating</i> .	178
3.57	Apoio de braço com proteção lateral da <i>Spex Seating</i> .	178
	SPEXSEATING. Disponível em: < http://www.spexseating.com/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	
3.58	Cadeira de rodas da <i>Wardray Premise</i> dobrável em “X”	181
3.59	Cadeira “ <i>Light Travel Wheelchair in a Holdall</i> ” dobrável em “L”	181
	PINTEREST. Disponível em: < http://www.pinterest.com/explore/wheelchairs/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	
3.60	Quadro da cadeira de rodas <i>Phantera X</i> .	182
	PHANTERA. Disponível em: < http://www.panthera-x.com/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	
3.61	Quadro de bicicleta em bambu.	182
	BAMBUCICLETAS. Disponível em: < http://www.flaviodeslandes.com/index.html > Acessado em: 02 abr. 2014.	
3.62	Cadeira de rodas de bambo laminado.	182
3.63	Processo de conformação do bambo.	182
	RAKUTEN. Disponível em: < http://global.rakuten.com/en/store/taketora/item/ca00045/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	
3.64	Cadeira de rodas Hippocampe	189
3.65	Cadeira de rodas Hippocampe dobrada	189
	HIPPOCAMPE. Disponível em: < http://www.hippocampe.co.uk/ > Acesso em: 25 fev. 2014.	

CAPÍTULO 4, p. 195-226.

4.1	Sistemática metodológica para o design centrado no usuário.	199
	In: INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO). ISO/IEC 13407:1999 . Human centered design process for interactive systems. Geneve, Switzerland 1999.	
4.4	<i>Smiley scale</i> ou escala de satisfação para dor.	221
	In: INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO). ISO/TS 20282-2:2006(E). Ease of operation of everyday products. Part 2: test method for walk-up-and-use products. Geneve, Switzerland 2006(b). 32p.	
4.6	Curva de pontuação e classificação SUS.	225
	In: SAURO, J. <i>A practical guide to the System Usability Scale (SUS)</i> : Background, Benchmarks & Best Practices. Denver, USA: A Measuring Usability LLC Publication, 2011.	

ANEXO J

CAPÍTULO 5, p. 227-284.

5.1	Fases do Ciclo Propulsivo Convencional em Cadeiras de Rodas.	236
5.2	Técnica Convencional de Propulsão em Cadeiras de Rodas...	238
	In: COLUCCI JR., J. <i>Aspectos ergométricos e biomecânicos da propulsão de alta eficiência em cadeira de rodas</i> . 1995. 190 f. Tese (Doutorado em Tecnologia) Faculdade de Arquitetura e Urbanismo, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1995.	
5.3	Estruturas ósseas articulares e ligamentos do ombro.	243
5.4	Vista frontal e posterior das estruturas do cotovelo.	249
5.5	Estruturas ósseas e musculares da articulação do punho.	254
	AULA DE ANATOMIA. Disponível em: < http://www.auladeanatomia.com/site/ > Acessado em: 24 jun. 2013.	
5.6	Faixas seguras e críticas dos movimentos e postura do punho...	255
	In: PASCHOARELLI, L. C. <i>Usabilidade aplicada ao design ergonômico de transdutores de ultrasonografia</i> : uma proposta metodológica para avaliação e análise do produto. 2003. 142 f. Tese (Doutorado em Engenharia de Produção)-Universidade de Federal de São Carlos. São Carlos, 2003.	
5.7	Músculos extensores do punho, dedos e polegar.	256
5.8	Vista posterior dos ossos da mão.	258
	AULA DE ANATOMIA. Disponível em: < http://www.auladeanatomia.com/site/ > Acessado em: 24 jun. 2013.	
5.9	Pega em forma de anel, os dedos envolvem o aro de propulsão...	263
	PARA & TETRA. Disponível em: < http://www.paraetetra.com.br/aro-de-impuls-o-emborrachado-tetragrip.html > Acessado em: 24 jun. 2013.	
5.10	Formato das vértebras cervical (a), torácica (b) e lombar (c).	265
5.11	Vértebras coccígeas.	265
	AULA DE ANATOMIA. Disponível em: < http://www.auladeanatomia.com/site/ > Acessado em: 24 jun. 2013.	
5.12	Planos de Referências do Corpo Humano	266
	NATIONAL AERONAUTICS AND SPACE ADMINISTRATION (NASA). 16, pp. III-78; NASA-STD-3000 260 (Rev A). Disponível em: < http://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm > Acesso em: 25 fev. 2014.	
5.13	Movimento de deslocamento para frente	278
5.14	Movimento de deslocamento para trás	278
	In: TEIXEIRA, A. M. F.; RIBEIRO, S. M. <i>Basquetebol em cadeira de rodas</i> : manual de orientação para professores de educação física. Brasília: Comitê Paraolímpico Brasileiro, 2006.	
5.15	Medidas necessárias para manobras de cadeira de rodas...	280
5.16	Dimensões arquitetônicas para realização de manobras com cadeira...	281
	In: ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. <i>NBR 9050</i> : acessibilidade e edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos. 2. ed. Rio de Janeiro, 2004. 97 p.	

CAPÍTULO 6, p. 293-370.

6.12	Planilha “SUS Scoring Sheet & Reliability Test”	325
6.13	Planilha “SUS Scoring Sheet & Reliability Test”	326
	In: SAURO, J. <i>A practical guide to the System Usability Scale (SUS)</i> : Background, Benchmarks & Best Practices. Denver, USA: A Measuring Usability LLC Publication, 2011. p.18-19	
6.24	Perfil da força e propulsão e duração do ciclo. Lombardi Jr e Dedini (2009)	347
6.25	Representações das bases móveis e solidárias aos membros superiores.	348
6.27	Modelo esquemático das variáveis da propulsão manual.	349
6.28	Simulação da equação no software Matlab®.	351
6.29	Diagrama do corpo livre para o Braço	353
6.30	Diagrama do corpo livre para o Antebraço	353
6.31	Diagrama do corpo livre para o Punho	353
	In: LOMBARDI JR., A. B.; DEDINI, F. G. Biomechanical model for the determination of forces on upper-extremity members during standard wheelchair propulsion. <i>Mathematical and Computer Modelling</i> , v. 49, p. 1288-1294, 2009.	

CAPÍTULO 7, p. 371-414.

7.1	Gráfico de orientação para áreas de risco da pressão arterial.	374
7.2	Posicionamento do sujeito para medição.	374
	In: TECHLINE. Manual de Instruções. <i>Monitor de Pressão Arterial Digital Automático de Pulso Z-46</i>	

CAPÍTULO 10, p. 451-458.

10.1	Design conceitual de cadeira de rodas desenvolvido por Jake Eadie.	444
	COROFLOT. Disponível em: < http://www.coroflot.com/jake_eadie/wheelchair-design > Acesso em: 24 fev. 2014.	

ANEXO K - Websites

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ERGONOMIA (ABERGO). Disponível em: <<http://www.abergo.org.br/>>. Acesso em: 22 fev. 2014.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). Disponível em: <<http://www.abnt.org.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

ASSOCIAÇÃO DE APOIO A CRIANÇA DEFICIENTE (AACD). Disponível em: <<http://www.aacd.org.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

ASSOCIAÇÃO NACIONAL DOS MEMBROS DO MINISTÉRIO PÚBLICO DE DEFESA DOS DIREITOS DOS IDOSOS E PESSOAS COM DEFICIÊNCIA (AMPIDI). Disponível em: <<http://www.ampid.org.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

BAMBUCICLETAS. Disponível em: <<http://www.bambucicletas.com/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

BRASIL. Disponível em: <<http://www.brasil.gov.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR (CAPES). Disponível em: <<http://www.capes.gov.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

CDS CADEIRA DE RODAS. Disponível em: <<http://www.cdscadeiraderodas.com.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

CENTRO PAULA SOUZA (CPS). Governo do Estado de São Paulo. Disponível em: <<http://www.centropaulasouza.sp.gov.br/>>. Acesso em: 20 jan. 2014.

CONSELHO NACIONAL DE DESENVOLVIMENTO CIENTÍFICO E TECNOLÓGICO (CNPq). Disponível em: <<http://www.cnpq.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

CONSELHO REGIONAL DE ENGENHARIA E AGRONOMIA DO ESTADO DE SÃO PAULO (CREA-SP). Disponível em: <<http://www.creasp.org.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

CIÊNCIA E TECNOLOGIA DA BORRACHA (CTB). Disponível em: <<http://www.ctb.com.pt/>>. Acesso em: 19 jan. 2014.

DESIGN BRASIL. Disponível em: <<http://www.designbrasil.org.br/>> Acesso em: 14 fev. 2014.

ESCOLA SUPERIOR DE DESENHO INDUSTRIAL (ESDI). Disponível em: <<http://www.esdi.uerj.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

EASY MOB. Disponível em: <<http://www.rodaeasymob.com.br/Home>> Acesso em: 19 jan. 2014.

ANEXO K

FACULDADE DE ADMINISTRAÇÃO E ARTES DE LIMEIRA (FAAL). Disponível em: <<http://www.faal.com.br/>>. Acesso em: 19 jan. 2014.

FACULDADE DE ARQUITETURA E URBANISMO (FAU-USP). Universidade de São Paulo. Disponível em: <<http://www.usp.br/fau/cursos/pos/index.html>>. Acesso: 19 jan. 2014.

FEIRA INTERNACIONAL DE TECNOLOGIAS EM REABILITAÇÃO, INCLUSÃO E ACESSIBILIDADE (REATECH). Disponível em: <<http://www.reatechvirtual.com.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

FREEDOM VEÍCULOS LTDA. Disponível em: <<http://www.freedom.ind.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

FUNDAÇÃO DE AMPARO À PESQUISA DO ESTADO DE SÃO PAULO (FAPESP). Disponível em: <<http://www.fapesp.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

HOSPITALAR. Disponível em: <<http://www.hospitalar.com/index.php>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

IDEA BRASIL. Disponível em: <<http://www.ideabrasil.com.br/site/>> Acesso em: 19 jan. 2014.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE). Disponível em: <<http://www.ibge.gov.br/home/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

INSTITUTO FEDERAL DE SÃO PAULO (IFSP). Disponível em: <<http://www.ifsp.edu.br/>>. Acesso em: 19 jan. 2014.

INSTITUTO DE TECNOLOGIA SOCIAL - ITS BRASIL. Disponível em: <<http://itsbrasil.org.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

JAGUARIBE. Disponível em: <<http://www.ortopediajaguaribe.com.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

LABORATÓRIO DE COMPORTAMENTO MOTOR (LACOM). Escola de Educação Física e Esporte, Usp. Disponível em: <<http://www.eefe.usp.br/?laboratorio/mostrar/id/1>> Acesso em: 19 jan. 2014.

MEASURING USABILITY. Disponível em: <<http://www.measuringusability.com/about.php>>. Acesso em: 19 jan. 2014.

MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS). Disponível em: <<http://portalsaude.saude.gov.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

NATIONAL WHEELCHAIR MANAGERS FORUM (NHS). Disponível em: <<http://www.wheelchairmanagers.nhs.uk/index.html>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

ANEXO K

ORTOBRÁS. Disponível em: <<http://www.ortobras.com.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

ORTOMIX. Disponível em: <<http://www.ortomix.com.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO DE JANEIRO (PUC-Rio). Disponível em: <<http://www.puc-rio.br/index.html>>. Acesso em: 19 jan. 2014.

REDE DE REABILITAÇÃO LUCY MONTORO. Disponível em: <<http://www.redelucymontoro.org.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

REDE SARAH DE HOSPITAIS DE REABILITAÇÃO. Disponível em: <<http://www.sarah.br/Cvisual/Sarah/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

SCIENTIFIC ELECTRONIC LIBRARY ONLINE (SCIELO). Disponível em: <<http://www.scielo.org/php/index.php>>. Acesso em: 20 jan. 2014.

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA (UnB). Disponível em: <<http://www.unb.br/>>. Acesso em: 19 jan. 2014.

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA (UNESP). Disponível em: <<http://www.unesp.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO (UERJ). Disponível em: <<http://www.uerj.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO (USP). Disponível em: <<http://www5.usp.br/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

WHEELCHAIR NET: WHEELCHAIR UNIVERSITY. Disponível em: <http://www.wheelchairnet.org/wcn_wcu/wcu.html>. Acesso em: 22 jun. 2013.

WIJIT. Disponível em: <<http://www.wijit.com/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). Disponível em: <<http://www.who.int/en/>>. Acesso em: 22 jun. 2013.

Oração de São Francisco de Assis

Senhor !

Fazei-me instrumento de Vossa paz!

Onde houver ódio, que eu leve o amor.

Onde houver ofensa, que eu leve o perdão.

Onde houver discórdia, que eu leve a união.

Onde houver dívidas, que eu leve a fé.

Onde houver erros, que eu leve a verdade.

Onde houver desespero, que eu leve a esperança.

Onde houver tristeza, que eu leve a alegria.

Onde houver trevas, que eu leve a luz.

Ó Mestre,

Fazei que eu procure mais

consolar, que ser consolado,

compreender, que ser compreendido,

amar, que ser amado...

pois:

é dando que se recebe,

é perdoadando que se é perdoado,

e é morrendo que se vive

para a Vida Eterna.

Amém!