FAUSTO ORSI MEDOLA

PROJETO CONCEITUAL E PROTÓTIPO DE UMA CADEIRA DE RODAS SERVO-
ASSISTIDA

Tese apresentada ao Programa de Pós Graduação
Interunidades em Bioengenharia –
EESC/FMRP/IQSC da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientadora: Profa. Dra. Valéria Meirelles Carril Elui

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto Fortulan

São Carlos

2013

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

M492p Medola, Fausto Orsi
Projeto conceitual e protótipo de uma cadeira de
rodas servo-assistida / Fausto Orsi Medola; orientador
Valéria Meirelles Carril Elui; coorientador Carlos
Alberto Fortulan. São Carlos, 2013.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação
Interunidades Bioengenharia e Área de Concentração em
Bioengenharia -- Escola de Engenharia de São Carlos;
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de
Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo,
2013.

1. Cadeira de Rodas. 2. Mobilidade. 3. Propulsão.
4. Engenharia Humana. 5. Inovação Tecnológica. 6.
Reabilitação. I. Título.

Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia
EESC / FMRP / IQSC

FAUSTO ORSI MEDOLA

Título: "Projeto conceitual e protótipo de uma cadeira de rodas servo-assistida".

TESE APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
INTERUNIDADES BIOENGENHARIA - EESC/FMRP/IQSC DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
DOUTOR EM CIÊNCIAS NA ÁREA DE BIOENGENHARIA.

Aprovado em: 24 / 05 / 2013

PROF. DR. CARLOS ALBERTO FORTULAN
(CO-ORIENTADOR)

Resultado: Aprovado

Escola de Engenharia de São Carlos-USP

Assinatura: [Assinatura]

PROF^a. DR^a. ZILDA DE CASTRO SILVEIRA

Resultado: Aprovado

Escola de Engenharia de São Carlos-USP

Assinatura: [Assinatura]

PROF^a. DR^a. CARLA DA SILVA SANTANA

Resultado: Aprovado

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP

Assinatura: [Assinatura]

PROF^a. DR^a. LUCIANE FERNANDA
RODRIGUES MARTINHO FERNANDES

Resultado: aprovado

Universidade Federal do Triângulo Mineiro-UFTM

Assinatura: [Assinatura]

PROF. DR. BENEDITO DE MORAES
PURQUERIO

Resultado: Aprovado

Escola de Engenharia de São Carlos-USP

Assinatura: [Assinatura]

A meus pais, Claudinor Medola e Cleotilde Orsi Medola, exemplos de vida, amor, fé, caráter e família, pelo apoio incondicional em todas as decisões de minha vida.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela saúde, esperança, coragem e felicidade na realização deste trabalho.

A meus irmãos, Bruno e Henrique, pela amizade, companheirismo, apoio e incentivo.

A Fernanda Martins Sarzi, pelo apoio, confiança e companheirismo durante todas estas etapas.

A meus orientadores, Profa. Dra. Valéria Meirelles Carril Elui e Prof. Dr. Carlos Alberto Fortulan, pela orientação na condução dos estudos, conhecimento e experiência transmitidos, pelo agradável convívio, paciência, confiança, incentivo, amizade e suporte durante todas as fases de doutoramento.

À Universidade de São Paulo (USP), em especial ao Programa de Pós-graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC/FMRP/IQSC – USP, pela oportunidade de formação *strictu sensu* em uma universidade de excelência acadêmica, suporte e estrutura para meu desenvolvimento acadêmico e científico.

Ao Prof. Dr. Stephen Sprigle (Rehabilitation Engineering Applied Research Laboratory, Center of Assistive Technology and Environmental Access – CATEA, Georgia Institute of Technology, Atlanta, Estados Unidos), pela confiança em mim depositada e pela oportunidade de ser parte de um dos mais importantes laboratórios de engenharia de reabilitação no mundo, especialmente na área de cadeira de rodas. Pelo conhecimento e experiência adquiridos, e pela experiência de vida no exterior.

Aos pesquisadores, profissionais e estudantes do Rehabilitation Engineering Applied Research Laboratory (CATEA, Georgia Institute of Technology), pelo convívio, trabalho conjunto, experiência e conhecimento adquiridos.

Aos colegas de pesquisa e amigos com quem trabalhei em Atlanta, em especial Phuc V. Dao, Nagmesh Kumar, Lisette Vonk, Russel Taylor, Ray Lin, Charlie Drummond, Summer Iennuso, pela amizade, atenção, receptividade e colaboração durante os quatro meses em que estive em Atlanta.

À CAPES, pelo suporte financeiro – bolsa de estudo – durante todo o período de trabalho de doutorado, e por todo suporte fornecido para que o estágio de doutorado no exterior (bolsa PDSE – Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior, Processo No 0810/12-6) fosse realizado.

Ao CNPq, pelo suporte financeiro (edital universal 2011) ao projeto “Desenvolvimento de um sistema assistido para propulsão manual de cadeira de rodas”, junto ao qual foi desenvolvida minha tese de doutorado.

À Prof. Dra. Carla da Silva Santana, pela colaboração, incentivo, apoio e pelos ensinamentos.

Ao Prof. Dr. Benedito de Moraes Purquerio, pela colaboração no trabalho, experiência e conhecimento transmitidos.

A Luis Adalberto Penazzi, técnico responsável pelo Laboratório de Tribologia e Compósitos, pela amizade, experiência e por todo suporte dado nos procedimentos em laboratório.

Ao Prof. Dr. Luis Carlos Paschoarelli (Faculdade de Arquitetura, Comunicação e Artes – FAAC – da Universidade Estadual Paulista – UNESP, campus Bauru), pela colaboração em estudos realizados e trabalhos científicos publicados no transcorrer deste projeto.

Aos amigos de Londrina Ruy Moreira da Costa Filho, Márcia Regina Garanhani, Edson Lopes Lavado, Roger Burgo de Souza e Suhaila Mahmoud Smaili Santos, pelos ensinamentos, companheirismo, apoio e incentivo, e que participaram de forma muito especial em minha formação profissional, científica e intelectual.

Aos pacientes e atletas, usuários de cadeira de rodas, com quem trabalhei diretamente durante seis anos na Universidade Estadual de Londrina, exemplos de vida, superação, amizade e alegria.

Aos funcionários e professores do Programa de Pós-graduação Interunidades Bioengenharia, pela oportunidade, paciência, ajuda e orientação necessários durante o transcorrer deste curso.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para que este trabalho pudesse se tornar realidade.

RESUMO

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

Este trabalho propõe um novo conceito de cadeira de rodas manual ergonômica com assistência motorizada servo controlada. A mobilidade em cadeira propulsada manualmente é uma das formas mais utilizadas de locomoção entre pessoas com deficiências, porém expõe o usuário ao risco de lesão nos membros superiores e não propicia independência em todas as situações de locomoção diária. A primeira alternativa tecnológica aplicada pelo homem foi a motorização. No entanto, o uso desta não implica em melhora da mobilidade, pois leva o usuário ao sedentarismo. Neste sentido, fazendo a integração do histórico, ergonomia, biomecânica e engenharia mecatrônica, este projeto tem como objetivo o desenvolvimento – do projeto conceitual ao protótipo - de uma cadeira de rodas manual com assistência motorizada complementar e proporcional à força propulsora aplicada pelo usuário. O delineamento do projeto envolveu o levantamento das evidências científicas relacionadas aos aspectos da configuração de cadeiras manuais determinantes para a melhoria do desempenho na mobilidade e conforto. A criação do conceito envolveu ainda a realização de estudos complementares dos aspectos mecânicos, ergonômicos e cinemáticos da locomoção em cadeiras manuais. O conceito do protótipo tem seus pilares na: propulsão, através de um servo-motor centralizado que atua nas duas rodas traseiras através de um diferencial mecânico, simplificando o controle da assistência motorizada; no projeto do aro propulsor ortogonal com acoplamento assimétrico com a roda em cambagem, proporcionando melhor acesso das mãos ao aro; projeto do aro propulsor, baseado em aspectos dactilo-anatômicos; projeto e configuração da cadeira, estruturada nas evoluções tecnológicas das cadeiras manuais e adaptada às características antropométricas da população brasileira; assistência motorizada controlada por um sistema de avaliação contínua da inclinação do terreno, forças aplicadas ao aro e o deslocamento angular das rodas medidos por acelerômetro, células de carga e encoder ótico, respectivamente. A efetivação do presente conceito favorece a mobilidade independente do cadeirante, podendo reduzir o custo referente ao uso prolongado de cadeiras manuais: lesão dos membros superiores e incapacidade funcional. Aprimorar a mobilidade de usuários de cadeira de rodas favorece sua independência e participação social, aspectos essenciais para a melhora da qualidade de vida.

Palavras-chave: Cadeira de Rodas, Mobilidade, Propulsão, Engenharia Humana, Inovação Tecnológica, Reabilitação.

ABSTRACT

MEDOLA, F. O. **Conceptual project and prototype of a servo-assisted wheelchair.** 186 p. Tese (Doutorado) - Programa de Pós-graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2013.

This study proposes a new concept of ergonomic manual wheelchair with servo-controlled motor assistance. The mobility in manually propelled wheelchairs is one of the most used means of locomotion among people with disabilities, but it exposes the users to the risk of upper limb injuries and does not provide independence in all the situations of daily locomotion. The first solution applied was the use of a electric-powered motors. However, its usage does not lead to an improvement in mobility and imposes the sedentary condition to the users. Thus, by integrating of the equipment history, ergonomics, biomechanics and mechatronics engineering, this project aims to develop - from the conceptual design to the prototype - a manual wheelchair with complementary motorized assistance that is proportional to the pushing force applied by the user. The project design involved the search for scientific evidences related to the aspects of the wheelchair configuration determinants for the improvement on mobility performance and comfort. The concept creation also involved complementary studies of the mechanics, ergonomics and kinematics of manual wheelchair mobility. The fundamentals of the equipment conception are: propulsion by a servo-motor centrally located that operates the rear wheels by differential transmission. thus simplifying the motor assistance control; the design of an orthogonal handrim coupled to the a cambered wheel, that provides better access of the hands to the rim; the dactyl-anatomical design of the handrim; the wheelchair configuration designed based on the technological evolution of the manual wheelchairs and anthropometric features of the Brazilian population; motor assistance controlled by a system with real-time assessment of the ground slope, handrim forces and angular displacement of the wheels measured, respectively, by accelerometer, load cells and optical encoder. This concept favors the independent mobility of the users and may reduce the cost related to the long term use of manual wheelchairs: upper limb injuries and functional impairment. Improving the mobility of wheelchair users favors their independence and social participation, two essential aspects for the improvement in quality of life.

Keywords: Wheelchairs, Mobility, Propulsion, Rehabilitation, Human Engineering, Technological Innovation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Forças envolvidas na locomoção de uma cadeira de rodas manual.....	20
Figura 2. Componentes da Energia Cinética de uma Cadeira de rodas em movimento.....	21
Figura 3. Decomposição da energia cinética: fatores determinantes das componentes energéticas.....	21
Figura 4. Alternância entre o giro da cadeira e movimento retilíneo durante a locomoção em trajetória curva.....	23
Figura 5. Ciclo da propulsão manual: fases de impulsão e recuperação.....	24
Figura 6. Sistema de propulsão por manivela acoplada ao eixo das rodas traseiras.....	31
Figura 8. Cadeira de rodas adaptada como triciclo com propulsão ciclo-manual..	32
Figura 9. Cadeira de rodas manual com assistência motorizada (PAPAW)	34
Figura 10. Delta Power Assist Chair.	35
Figura 11. Sistema de assistência motorizada.....	38
Figura 12. Assistência motorizada junto ao cubo de cada roda traseira.....	40
Figura 13. Motorização de uma única roda posicionada ao centro e posteriormente ao eixo das rodas traseiras	41
Figura 14. Cadeira de rodas com motorização independente para cada roda.....	42
Figura 15. Cadeira de rodas com assistência motorizada e sensoramento para evitar obstáculos.	43
Figura 16. Motorização das pequenas rodas dianteiras	44
Figura 17. Dispositivo montável de assistência motorizada	45
Figura 18. Assistência motorizada no cubo das rodas	46
Figura 19. Sistema de engrenagens para motor localizado no cubo da roda.	47
Figura 20. Acoplamento anterior para motorização de cadeira de rodas manual	48
Figura 21. Kit para motorização de cadeira de rodas manual	49
Figura 22: Motorização acoplada no cubo das rodas traseiras	50
Figura 23. Sensoriamento de roda para uma cadeira servo assistida: novo aro impulsor adjacente ao original, instrumentalizado com pontes extensiométricas	51
Figura 24. Organograma para o controle eletrônico e adequação dos níveis de assistência.	52
Figura 25. Etapas no processo de desenvolvimento de um produto.	55
Figura 28. Dimensões no plano sagital	58
Figura 29. Dimensionamento no plano frontal.....	59
Figura 30. Medidas principais do modelo antropométrico virtual “dummy”.....	62
Figura 31. Ângulo do cotovelo (θ): parâmetro para ajuste da altura do assento em relação ao eixo da roda.....	66
Figura 32. Cadeira de Rodas para esporte, com cambagem das rodas traseiras	72

Figura 33. Estrutura de quadro dobrável em “X”	75
Figura 34. Cadeira de Rodas com quadro em estrutura rígida.....	76
Figura 35. Almofada em vista lateral: destaque na região posterior rebaixada para impedir o deslizamento da pelve.....	83
Figura 36. Aro de propulsão: (a) convencional; (b) ergonômico; (c) dimensões da seção transversal do aro ergonômico; (d) modelo virtual do aro ergonômico.....	85
Figura 37. Aro dactilo-anatômico: (a) vista anterolateral mostrando o desenho da seção transversal; (b) protótipo instalado em uma cadeira de rodas.....	86
Figura 38. Sistema de engrenagens em diferencial mecânico	96
Figura 39. Disposição esquemática do funcionamento de um acelerômetro triaxial.....	100
Figura 40. Eixos de Rotação: para manobras de giro e trajetória curva, rotação ocorre sobre o eixo Z.....	103
Figura 41. Dois modelos de conjunto pneu-roda.....	104
Figura 42. <i>iMachine</i> : (a) plataforma giratória; (b) posicionamento da cadeira para teste....	105
Figura 43. Labview®: tela de análise dos testes de inércia rotacional.....	105
Figure 44. Localização dos sensores de força na luva Instrumentalizada.	108
Figura 45. Configuração para coleta de dados: disposição de cabos e receptor.....	108
Figura 46. Plataforma para propulsão manual estacionária	111
Figura 47. Configuração final com o usuário propulsionando a cadeira de rodas sobre a plataforma estacionária, e a câmera (no tripé) para registro de vídeo.	111
Figura 48. Representação em plano cartesiano das coordenadas de ombro, cotovelo e punho	113
Figura 49. Forças médias e ambas nas duas mãos com o uso dos dois modelos de aro propulsor	118
Figura 50. Largura do assento	125
Figura 51. Plano Sagital: Comprimento do assento em 400 mm e espaço de 39,3 mm entre assento e região posterior de perna.	125
Figura 52. Vista lateral: altura do encosto.....	126
Figura 53. Ângulos do Assento e Encosto.	127
Figura 54. Ângulo do cotovelo como referência para definição da altura do assento.	128
Figura 55. Ajuste da posição horizontal do eixo relativa ao quadro da cadeira de rodas....	129
Figura 56. Componentes da estrutura do quadro da cadeira de rodas. Vista dimétrica.....	130
Figura 57. Medidas gerais da estrutura do quadro.....	131
Figura 58. Desenho detalhado da caixa motora.....	132
Figura 59. Desenho técnico do apoio para os pés.	133
Figura 60. Roda traseira: estudo de configuração.....	134
Figura 61. Solução construtiva final da roda: face externa.....	134
Figura 62. Desenho detalhado das rodas traseiras.....	135

Figura 63. Vista frontal da cadeira de rodas: cambagem das rodas traseiras com inclinação de 5°.....	136
Figura 64. Desenho técnico do modelo geométrico: vista sagital.....	137
Figura 65. Modelo geométrico com usuário (<i>dummy</i>)	137
Figura 66. Usuário (<i>dummy</i>) e modelo geométrico virtual da cadeira em vista.....	138
Figura 67. Medidas do aro propulsor: seção transversa.....	139
Figura 68. Aro propulsor: corte transversal e vista isométrica.	139
Figura 69. Duas possibilidades de preensão do aro propulsor.....	140
Figura 70. Variáveis envolvidas no cálculo da potência requerida para o motor da cadeira de rodas.	142
Figura 71. Motor DC com diferencial mecânico e eixo	147
Figura 72. Solução mecânica de cubo para acoplamento assimétrico entre aro e roda	148
Figura 73. Representação esquemática para transmissão com acoplamento unidirecional.....	149
Figura 74. Projeto alternativo para atuação do acoplamento unidirecional.....	150
Figura 75. Cadeia cinemática de controle da assistência motorizada para a propulsão manual.	152
Figura 76. Sequência lógica para atuação do sistema de motorização servo-assistida em terreno plano.	153
Figura 77. Diagrama lógico para atuação do motor em aclives.....	156
Figura 78. Distribuição de tempo para entrada, manutenção e retirada do torque de atuação do motor.....	157
Figura 79. Modelo geométrico da cadeira de rodas servo-assistida: vista frontal.....	158
Figura 80. Cadeira de rodas servo-assistida: perspectiva isométrica.....	158
Figura 81. Modelo geométrico do equipamento e interação virtual com o usuário.....	160
Figura 82. Estrutura da cadeira em perfis de aço.....	160
Figura 83. Posicionamento do conjunto motor-diferencial na caixa motora.....	161
Figura 84. Posicionamento e suporte dos <i>casters</i> na estrutura da cadeira de rodas.....	161
Figura 85. Acoplamento assimétrico.....	162
Figura 86. Atuação mecânica do aro propulsor na roda: pinos de arraste.....	162
Figura 87. Caixa motora: componentes de motorização.....	163
Figura 88. Protótipo físico em perspectiva isométrica.....	163
Figura 89. Cadeira de rodas servo-assistida: posicionamento do usuário.....	163

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Medidas mínimas e máximas de uma cadeira de rodas manual (NBR ISO 7176-7:2009).....	60
Tabela 2 – Escala de nota para avaliação dos aspectos das variantes	91
Tabela 3 – Matriz de decisão para aplicação do Método de Combinação de Variantes.....	91
Tabela 4 – Critérios relevantes para seleção do sistema motor e fatores de importância.....	92
Tabela 5 – Critérios relevantes para o sistema de transmissão.....	97
Tabela 6 – Sensoriamento do torque nas rodas: critérios para decisão e fatores de importância.....	98
Tabela 7 – Critérios e fatores de importância para a seleção do sensor de posição.	99
Tabela 8 – Efeito de diferentes massas e localização de massa na IR do sistema	115
Tabela 9 – IR do Sistema: influência do conjunto roda/pneu e posição do eixo.....	116
Tabela 10 – Soma das forças registradas sobre toda a superfície palmar.....	117
Tabela 11 – Média dos ângulos mínimos e máximos de ombro e cotovelo.....	121
Tabela 12 – Matriz de decisão para seleção do motor.....	145
Tabela 13 – Matriz de decisão para o sistema de transmissão.....	146
Tabela 14 – Matriz de decisão para sensor de força nas rodas traseiras.	151
Tabela 15 – Matriz de decisão para seleção do sensor de posição.....	151

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	OBJETIVOS	18
1.1.1	Principal.....	18
1.1.2	Específicos.....	18
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	19
2.1	Dinâmica e biomecânica da locomoção em cadeira de rodas manual.....	19
2.2	Problemas relacionados ao uso de cadeira de rodas manual.....	23
2.3	Considerações sobre a mobilidade em cadeira de rodas	25
2.4	Sistemas alternativos para a propulsão de cadeira de rodas.....	29
2.5	Sistema híbrido: cadeira de rodas manual com assistência motorizada.....	33
2.6	Levantamento de patentes propostas para sistemas de propulsão assistida para cadeira de rodas manual.....	37
2.7	O processo de desenvolvimento de um produto	52
3	MATERIAIS E MÉTODOS	55
3.1	LEVANTAMENTO DAS CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS	58
3.1.1	Componentes e Configuração da Cadeira de Rodas.....	58
3.1.1.1	Profundidade do Assento	62
3.1.1.2	Largura do Assento.....	63
3.1.1.3	Inclinação do Assento.....	64
3.1.1.4	Altura do Assento em Relação ao Eixo da Roda Traseira	65
3.1.1.5	Altura do Encosto	67
3.1.1.6	Inclinação do Encosto.....	68
3.1.1.7	Posição da Roda Traseira no Sentido Ântero-posterior	69
3.1.1.8	Cambagem.....	71
3.1.1.9	Material para a Estrutura da Cadeira de Rodas	73
3.1.1.10	Estrutura do Quadro.....	74
3.1.1.11	Tipo de Roda	76
3.1.1.12	Tipo de Pneu	77
3.1.1.13	Pequenas Rodas Dianteiras com Rodízio (“casters”).....	77
3.1.1.14	Apoio para os pés	79
3.1.1.15	Almofada	81
3.2	ARO DE PROPULSÃO	84

3.3	SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO ASSISTIDA.....	87
3.3.1	Forças aplicadas ao aro durante a propulsão manual	87
3.3.2	Matriz de decisão para os componentes do sistema de motorização assistida	90
3.3.3	Controle do Sistema de Motorização Assistida.....	100
3.3.4	Suprimento Energético para o Motor	101
3.4	ESTUDOS COMPLEMENTARES.....	102
3.4.1	Influência da Massa e Configuração da Cadeira de Rodas na Inércia Rotacional (IR) do Sistema.....	102
3.4.1.1	Procedimentos Metodológicos.....	104
3.4.2	Distribuição das forças de contato nas mãos durante a propulsão manual: estudo comparativo de dois modelos de aro propulsor	106
3.4.2.1	Procedimentos Metodológicos.....	107
3.4.3	Aro dactilo-anatômico: Análise Cinemática da Propulsão Manual.....	109
3.4.3.1	Procedimentos Metodológicos.....	110
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	114
4.1	RESULTADOS ESPECÍFICOS: ESTUDOS COMPLEMENTARES	114
4.1.1	Influência da Massa e Configuração da Cadeira de Rodas na Inércia Rotacional (IR) do Sistema.....	114
4.1.2	Distribuição das forças de contato nas mãos durante a propulsão manual: estudo comparativo de dois modelos de aro propulsor	117
4.1.3	Aro dactilo-anatômico: Análise Cinemática da Propulsão Manual.....	121
4.1.4	Implicações dos Estudos Complementares para o Projeto da Cadeira de Rodas	122
4.2	RESULTADOS PRINCIPAIS	124
4.2.1	Componentes e Configuração da Cadeira de Rodas.....	124
4.2.1.1	Dimensionamento do Conjunto Assento/Encosto.....	124
4.2.1.2	Posição da Roda Traseira no Sentido Anteroposterior	128
4.2.1.3	Projeto Detalhado do Quadro da Cadeira de Rodas.....	129
4.2.1.4	Projeto das Rodas Traseiras	133
4.2.1.5	Aro de Propulsão	138
4.2.1.6	Casters.....	141
4.2.2	Sistema de Motorização.....	141
4.2.2.1	Estimativa da Potência do Motor.....	141
4.2.2.2	Dimensionamento do motor para valores experimentais de força.....	144
4.2.2.3	Matriz de decisão para o motor	144
4.2.2.4	Servo-Motor: Modelo e Especificações Técnicas.....	145

4.2.3	Transmissão Motora.....	146
4.2.4	Projeto do Conjunto Aro, cubo e roda.....	147
4.2.5	Sensoriamento	150
4.2.6	Princípios de Funcionamento da Motorização Servo-assistida.....	152
4.2.7	Apresentação da versão final do conceito.....	157
4.2.8	Protótipo Físico	159
5	CONCLUSÕES.....	163
	REFERÊNCIAS ¹	166
	APÊNDICE A – Parâmetros de projeto para configuração e componentes da cadeira de rodas	182
	ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética	183
	ANEXO B – Especificações do Motor	184
	ANEXO C – Especificações do Redutor	185
	ANEXO D – Especificações do Controlador.....	186

1 INTRODUÇÃO

A proposta deste trabalho resulta de minha experiência de trabalho com usuários de cadeira de rodas. Durante seis anos, participei da reabilitação de indivíduos com lesão da medula espinhal – paraplégicos e tetraplégicos – no Ambulatório de Fisioterapia aplicada à Lesão Medular da Universidade Estadual de Londrina (UEL, Londrina, Paraná). Ainda, participei da iniciação destes indivíduos ao esporte adaptado sobre rodas. Em sua maioria adultos jovens, estas pessoas viam-se diante de uma situação que exigia a difícil adaptação a uma nova condição de mobilidade. Tanto na reabilitação funcional quanto na prática esportiva, pude observar as dificuldades que a cadeira de rodas – tendo a promoção da mobilidade como seu principal objetivo – limitava a capacidade de locomoção de seus usuários. Foi a partir desta constatação que surgiu a questão norteadora deste trabalho: Como é possível melhorar o projeto de cadeira de rodas, de forma a reduzir as limitações de mobilidade e favorecer a independência nas diversas situações desafiadoras que os usuários enfrentam na locomoção diária?

Dentre os equipamentos de tecnologia assistiva, a cadeira de rodas é o mais representativo dispositivo de auxílio às pessoas com deficiência. Seu principal propósito é promover a mobilidade independente (quando possível) para pessoas com locomoção dificultada e, desta forma, têm sido utilizada por pessoas em uma grande variedade de condições tais que, cada qual à sua maneira, levam a deterioração da função locomotora. Entretanto, apesar de seu uso disseminado, a cadeira de rodas têm sido indicada por seus usuários como fator limitador da participação comunitária (CHAVES et al., 2004).

O desafio de locomover-se em uma cadeira de rodas manual envolve a adaptação dos membros superiores a uma tarefa para a qual não foram originalmente preparados: promover a locomoção. Durante a propulsão manual, o usuário é exposto à uma perigosa combinação de cargas elevadas e movimentação repetitiva dos membros superiores (DESROCHES ET AL., 2008), resultando em alta prevalência de lesões em ombros, punhos e mãos (ALM et al., 2008; CURTIS et al., 1999; SUBBARAO et al., 1994). Para usuários de cadeira de rodas, a dor em membros superiores exerce um efeito potencialmente devastador, e tem sido

relacionada com piora na qualidade de vida e maior dependência de cuidadores (BONINGER et al., 2004).

Vários fatores influenciam a extensão com a qual as cadeiras de rodas manuais suprem as necessidades individuais de seus usuários. Estudos recentes têm investigado a eficiência da propulsão manual, a forma mais comumente utilizada de locomoção em cadeira de rodas. O desempenho para desenvolver algumas atividades com a cadeira, as forças efetivas aplicadas ao propulsor e o custo metabólico durante a propulsão manual têm sido utilizados para determinar a eficiência da mobilidade sobre rodas (WANG et al., 2008; BREGMAN et al., 2009; LENTON et al., 2008). O uso de cadeira de rodas adequadamente adaptada ao usuário tem sido apontado como um dos fatores que afetam o desempenho na mobilidade (BRUBAKER et al., 1986). Porém, quando comparada à mobilidade através da marcha normal, a propulsão de cadeira de rodas manual é uma modalidade altamente extenuante e ineficiente de locomoção (VAN DER WOUDE et al., 2001).

Atualmente, a solução mais imediata para diminuição dos esforços de propulsão é o uso de cadeiras de rodas motorizadas. No entanto, apesar de eliminarem a sobrecarga biomecânica nos membros superiores e possibilitarem a locomoção independente por maiores distâncias e em terrenos inclinados, os equipamentos motorizados impõem aos usuários uma condição de sedentarismo que pode comprometer o estado de saúde, com aumento do risco de doenças cardiovasculares, diabetes e obesidade (VAN DER WOUDE et al., 2006). Além disso, os equipamentos motorizados apresentam custos demasiadamente elevados, são mais pesados e difíceis de serem transportados. Na tentativa de melhorar a eficiência mecânica e reduzir o estresse imposto aos membros superiores, sistemas alternativos de locomoção manual têm sido investigados (SMITH et al., 1983; VAN DER WOUDE et al., 1986; COOPER et al., 1989; MUKHERJEE et al., 2000; VAN DER WOUDE et al., 2000). No entanto, a propulsão manual permanece sendo a principal forma de mobilidade em cadeira de rodas. A dificuldade de adaptação dos usuários a um novo sistema de locomoção e às dimensões aumentadas destes equipamentos pode ser a justificativa para a hegemonia de mais de 50 anos da propulsão manual dos aros metálicos tubulares nas rodas, além de sua simplicidade, baixo custo e manutenção (KOONTZ et al., 2006).

Até o presente momento, este estudo não encontrou no Brasil uma tecnologia aplicada ao projeto inovador de cadeira de rodas que reduza a demanda e melhore a mobilidade através da associação de locomoção manual com assistência motorizada. No entanto, considerando a importância da redução das cargas impostas aos membros superiores durante a propulsão manual, assim como a manutenção da atividade física para a locomoção, faz-se necessário o aprimoramento das cadeiras de rodas manuais, de forma a cumprir com estes requisitos, além de possibilitar ao usuário locomover-se independentemente por maiores distâncias e em condições limitadas ou impossíveis de serem realizadas com uma cadeira manual, tal como a locomoção em aclives. Oferecer um equipamento que propicie melhores condições de mobilidade e minimize os riscos de lesões nos membros superiores sem, entretanto, exigir do usuário a alteração das técnicas de locomoção, pode representar o aprimoramento da mobilidade, necessário para a melhora de sua participação social, independência e qualidade de vida. Assim, o propósito deste trabalho é desenvolver um novo conceito de mobilidade para cadeira de rodas, baseado na redução das limitações encontradas no projeto dos equipamentos atuais e no aprimoramento do equipamento de forma a favorecer a funcionalidade e independência na locomoção.

A hipótese fundamental deste trabalho assume que uma cadeira de rodas com um sistema baseado na combinação de locomoção manual com assistência motorizada pode reduzir as cargas impostas aos membros superiores sem, entretanto, alterar a forma de o usuário conduzir a cadeira. A atuação motora tem a função de oferecer torque adicional e proporcional às forças manuais aplicadas ao aro. Um sistema eletrônico que envolve o sensoriamento das rodas, processamento dos sinais, ativação e controle do motor pode viabilizar este projeto. Ainda, a motorização através de um único motor para ambas as rodas pode reduzir a complexidade e garantir dirigibilidade semelhante às cadeiras manuais, as quais os usuários fazem uso em sua rotina diária.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Principal

Este projeto tem como objetivo principal o desenvolvimento – do conceito ao protótipo - de uma cadeira de rodas manual com um sistema de propulsão assistida servo-controlada, visando aprimorar a mobilidade de usuários de cadeiras de rodas manuais, de tal forma a reduzir a demanda de trabalho ao usuário para a propulsão manual, bem como facilitar a locomoção em aclives e a longas distâncias.

1.1.2 Específicos

Objetivos específicos foram necessários para a fundamentação do conceito, complementando o projeto conceitual com informações originais. Foram idealizados os seguintes objetivos:

Definir, sob o ponto de vista antropométrico e ergonômico, as medidas ideais para a configuração de cadeira de rodas determinantes para o melhor desempenho na mobilidade, estabilidade e conforto do usuário;

Definir os aspectos inerciais determinantes ao projeto e configuração de cadeira de rodas;

Definir os aspectos ergonômicos do projeto do aro de propulsão manual;

Definir os componentes para um sistema de motorização assistida aplicado ao projeto de cadeira de rodas manual.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Dinâmica e biomecânica da locomoção em cadeira de rodas manual

O conteúdo desta seção reflete, em sua maior parte, os conhecimentos desenvolvidos durante as pesquisas realizadas no Laboratório de Pesquisa Aplicada à Engenharia de Reabilitação (*REAR Lab*) do Centro de Tecnologia Assistiva e Acessibilidade Ambiental (CATEA), na Georgia Institute of Technology, na cidade de Atlanta – EUA, durante os meses de junho a outubro de 2012. Sob a orientação do Prof. Dr. Stephen Sprigle, foram realizados estudos relacionados aos aspectos dinâmicos e cinéticos da mobilidade em cadeira de rodas manual. Uma das atividades propostas neste estágio foi o desenvolvimento de um método para o cálculo da energia cinética a partir de uma cadeira de rodas em movimento livre. O desenvolvimento do método envolve a combinação das medidas inerciais da cadeira de rodas com a medida das velocidades das rodas traseiras. Com a cadeira em movimento livre, realizando acelerações, desacelerações e mudanças de direção do movimento, a energia cinética é decomposta e, como resultado, têm-se valores que refletem o desempenho do equipamento nas diversas trajetórias, e podem ser utilizados para a comparação entre diferentes modelos ou configurações cadeiras de rodas. Para fins deste projeto, não será aqui descrito o desenvolvimento do método, mas as implicações de seus conceitos na mobilidade em cadeira de rodas manual.

A propulsão manual de cadeira de rodas caracteriza-se pela aplicação repetitiva de forças manuais no aro propulsor. A intensidade e duração da aplicação destas forças em ambos as rodas determinam a velocidade e a trajetória do movimento. De um ponto de vista de projeto mecânico, o desempenho da cadeira de rodas é dependente do projeto e configuração do equipamento e como estes parâmetros afetam a propulsão manual (SPRIGLE, 2009).

Uma combinação de fatores mecânicos e biomecânicos afetam o desempenho na locomoção em cadeira de rodas. Os fatores biomecânicos têm sido investigados amplamente. Estudos têm demonstrado o impacto de diferentes configurações da cadeira de rodas na cinemática dos membros superiores em

contato com o aro propulsor, na atividade muscular, nas forças aplicadas ao aro propulsor e na velocidade e aceleração da cadeira de rodas (GORCE; LOUIS, 2012; LOUIS; GORCE, 2010; FREIXES et al., 2010; COWAN et al., 2009; GUTIERREZ et al., 2005; MULROY et al., 2005; KOTAJARVI et al., 2004). Além disso, a influência do tipo de superfície e o tipo e pressão dos pneus influenciam os esforços durante a propulsão por determinarem a resistência ao rolamento das rodas no solo (COWAN et al., 2009; KOONTZ et al., 2009; KWARCIK et al., 2009; SAWATSKY, 2004).

A dinâmica de uma cadeira de rodas durante a locomoção diária é influenciada pelas mudanças inerciais durante o início, a frenagem e as curvas. A partir de uma perspectiva mecânica, dois fatores influenciam de forma importante o movimento de uma cadeira de rodas manual: o atrito e a inércia. Tais fatores são manifestados como resistência ao rolamento das rodas, atrito dos rolamentos, massa total e a distribuição de massa, entre outros (SPRIGLE, 2009). Desta forma, as forças manuais aplicadas pelo usuário nos aros propulsores interagem com o atrito e as forças inerciais. O resultado desta equação de forças é o movimento da cadeira de rodas que, fisicamente, é representado pela sua energia cinética (Figura 1).

Figura 1. Forças envolvidas na locomoção de uma cadeira de rodas manual.

A energia cinética da cadeira de rodas em movimento compreende três componentes: translacional, rotacional e energia de giro (Figura 2). O componente translacional refere-se a energia envolvida no deslocamento anterior da cadeira.

Assim, depende diretamente da massa e velocidade do centro de massa do sistema. O componente rotacional compreende a energia das rodas em rotação sobre o próprio eixo. Depende, desta forma, da inércia rotacional e velocidade angular (de rotação) das rodas traseiras e *casters*. Finalmente, a energia de giro está presente quando a trajetória da cadeira é curva (em relação a um dado raio de curvatura) ou durante as manobras de giro sobre o próprio eixo. A componente da energia cinética referente à energia de giro depende da inércia rotacional de todo o sistema, da inércia rotacional dos garfos e *casters* girando sobre o quadro da cadeira, e a velocidade angular do sistema (Eicholtz, 2010). A Figura 3 sumariza a decomposição da energia cinética de uma cadeira de rodas em movimento.

Figura 2. Componentes da Energia Cinética de uma Cadeira de rodas em movimento.

Figura 3. Decomposição da energia cinética: fatores determinantes das componentes energéticas.

A cadeira de rodas pode ser observada como a composição de sete corpos rígidos distintos conectados de tal forma a possibilitarem a mobilidade. Estes

componentes são: o quadro, as duas rodas traseiras, os dois *casters* e os dois garfos que suportam os *casters*. A eficiência da propulsão manual depende, em grande parte, dos parâmetros inerciais de cada componente e a configuração destes no equipamento. Com base nas Figuras 2 e 3, os parâmetros inerciais para a locomoção em linha reta são principalmente a massa do sistema e a inércia rotacional das rodas. Para esta situação, o uso de rodas mais pesadas impõe maior dificuldade para pôr a cadeira em movimento. No entanto, quando a cadeira assume trajetória curva, a inércia dos componentes isoladamente passam a desempenhar papel importante. Assim, o maior peso das rodas traseiras requerem maior esforço do usuário para impor à cadeira uma trajetória curva. Neste caso, a distribuição de massa no equipamento é um fator tão ou mais importante do que a massa total do sistema.

Durante a locomoção em uma cadeira de rodas manual, o usuário é capaz de influenciar a direção do movimento somente quando toca os aros propulsores. Nas repetições do ciclo de impulsão e recuperação, quando as mãos soltam os aros a cadeira de rodas assume deslocamento em linha reta. Desta forma, a locomoção em trajetória curva exige a constante alternância entre movimento retilíneo e movimento curvilíneo, este último sendo dependente da aplicação assimétrica de força manual nos dois aros. Em outras palavras, o usuário “luta” contra a cadeira em sua tendência em deslocar-se em linha reta (Figura 4). Considerando o movimento curvilíneo em relação a um dado raio, a manutenção da trajetória curva depende da combinação dos esforços manuais do usuário para girar a cadeira, de forma repetitiva, alternando com movimento retilíneo tangente ao círculo determinado pelo raio de curvatura. Desta forma, quanto maior a massa das rodas e maior a distância destas para o centro de massa do equipamento, maior também será a dificuldade do usuário em impor à cadeira trajetória curva.

Figura 4. Alternância entre o giro da cadeira e movimento retilíneo durante a locomoção em trajetória curva.

2.2 Problemas relacionados ao uso de cadeira de rodas manual

O uso de uma cadeira de rodas manual para a função de mobilidade requer do usuário a utilização dos membros superiores para a uma atividade para a qual não foram originalmente preparados, e cuja carga de trabalho é excessivamente alta (VAN DER WOUDE et al., 2006). A propulsão manual é a principal forma de locomoção em cadeira de rodas e, de forma análoga à marcha normal, compreende duas fases distintas: (i) a fase de impulsão, que envolve desde toque inicial das mãos ao aro, a aplicação de forças para a movimentação do aro até a liberação do aro pelas mãos, e (ii) a fase de recuperação, caracterizada pela oscilação das mãos no sentido posterior, em busca de novamente tocar o aro e impulsioná-lo, iniciando um novo ciclo, conforme mostra a Figura 5 (BONINGER et al., 2000).

Figura 5. Ciclo da propulsão manual: fases de impulsão e recuperação. (Adaptado de: Wei et al., 2003).

Embora bem definida, a técnica de propulsão manual utilizada é influenciada por diversos fatores, relacionados tanto ao usuário quanto à configuração do equipamento. Idealmente, a fase de recuperação deve ser realizada quase que totalmente em repouso muscular. No entanto, a alteração da configuração da cadeira de rodas, especialmente a posição das rodas traseiras em relação ao assento, pode alterar a cinemática da propulsão manual, e desta forma interferir no ciclo dos membros superiores de modo, afetando a eficiência do movimento (WEI et al., 2003).

Estudos sugerem que a consequência de anos de propulsão manual é um desequilíbrio muscular na articulação do ombro, causada principalmente pela diferença excessiva atuação dos músculos da fase de impulsão em relação aos músculos da fase de recuperação (AMBROSIO et al., 2005; MULROY et al., 1996). MIYAHARA et al. (1998) sugerem que devido a natureza repetitiva da propulsão manual, os músculos estabilizadores da articulação do ombro podem ser alterados. Estas alterações na biomecânica da articulação do ombro causadas pela propulsão manual podem ser a causa de problemas músculo-articulares dos membros superiores.

A dor em membros superiores é altamente prevalente entre usuários de cadeira de rodas manuais. No estudo de SIE et al. (1992), a dor em membros superiores foi referida por 64% dos indivíduos com paraplegia, sendo o ombro o local mais acometido (32%), enquanto CURTIS et al. (1999) indicaram que 42% de usuários de cadeira de rodas reportaram dor nos ombros. Além dos problemas

musculares e articulares, há também acometimento de nervos periféricos. A síndrome do túnel do carpo tem comumente diagnosticada em usuários de cadeiras de rodas, com valores na faixa de 49% a 63%, e acometimentos de outros nervos periféricos dos membros superiores tem sido demonstradas (ALIURE et al. 1985; GELLMAN, 1988; DAVIDOFF et al. 1991; BURNHAM; STEADWARD, 1994). Corroborando com estes estudos, Boninger et al. (2004) demonstraram existir uma correlação entre a função do nervo mediano e a frequência da propulsão manual, demonstrando a maneira com a qual a propulsão manual pode causar o acometimento de nervos periféricos. Os resultados demonstraram que a alta cadência da propulsão associada à maiores forças aplicadas ao aro estão relacionadas com a redução da função do nervo mediano.

As consequências das lesões de membros superiores podem ser devastadoras para os usuários de cadeira de rodas, uma vez que dependem de suas mãos e braços para locomoção, transferências e as atividades de vida diária. Desta forma, é necessário que os novos projetos de cadeiras de rodas tenham a preocupação de reduzir as cargas impostas aos membros superiores, reduzindo assim o risco de lesões. A preservação da função dos membros superiores é condição essencial para a independência funcional dos usuários de cadeira de rodas (PARALYZED VETERANS OF AMERICA CONSORTIUM FOR SPINAL CORD MEDICINE, 2005). Reconhecer o papel da cadeira de rodas e suas limitações na tarefa de mobilidade pode contribuir para a evolução no projeto de equipamentos cada vez mais apropriados para o uso prolongado com baixo risco de desenvolvimento de lesões.

2.3 Considerações sobre a mobilidade em cadeira de rodas

Para o presente projeto, esta é possivelmente a questão mais importante a ser compreendida, formando a base para as decisões técnicas que visam adequar o sistema de propulsão assistida proposto às necessidades dos usuários. Entender como as pessoas usam suas cadeiras de rodas pode beneficiar uma série de partes interessadas. Primeiro, usuários de cadeira de rodas e profissionais que prescrevem este equipamento poderiam ser beneficiados com tal informação no momento da seleção da cadeira. Ao compreender os diferentes padrões de uso de cadeira de

rodas entre seus usuários, as empresas poderiam direcionar os projetos de seus produtos de modo a oferecerem equipamentos mais adequados às características, necessidades e expectativas de cada usuário. Desta forma, não apenas a quantificação, mas também a caracterização da mobilidade sobre rodas, é informação importante e necessária ao presente projeto, especialmente na programação e controle dos níveis de assistência motorizada.

Alguns estudos apresentam dados que quantificam a mobilidade diária em cadeira de rodas. Em vista da heterogeneidade destes estudos no que diz respeito a amostra estudada, ambiente, tipo de cadeira de rodas utilizada (manual, motorizada ou com assistência motorizada) e os métodos de coleta e análise dos dados, a união dos resultados em uma única análise não é possível e os estudos serão, desta forma, descritos individualmente. Cooper et al. (2008) compararam a mobilidade de crianças que utilizam cadeiras de rodas manual e as que utilizam cadeira motorizada, durante um período de 5 dias. Os resultados demonstraram que as crianças com cadeira de rodas manual se locomoveram uma média de 1600.31 m/dia a uma velocidade média de 0.67 m/s, enquanto as crianças que utilizavam cadeira motorizada locomoveram-se por 1752.42 m/dia, a uma velocidade média de 0.75 m/s. Ainda, a quantidade diária de partidas e paradas a cada mil metros foi de 166.77 para crianças com cadeira de rodas manual, e 112.53 para crianças com cadeira de rodas motorizada. Por fim, houve diferença estatisticamente significativa entre gêneros na distância percorrida diária, com garotos locomovendo-se a maiores distâncias do que as meninas.

O uso de cadeira de rodas manual por idosos institucionalizados foi estudado sob a justificativa de que, apesar das cadeiras manuais serem comumente prescritas a idosos residentes em instituições, a extensão de seu uso é desconhecida (KARMARKAR et al., 2010). A amostra do estudo foi composta de setenta e dois idosos usuários de cadeira de rodas independentes, as quais foram instrumentadas para coletar dados por um período de um mês. Os resultados demonstraram que os participantes que utilizavam os membros superiores se locomoveram por maiores distâncias (média de 1451 metros) quando comparados aos que utilizavam conjuntamente os membros superiores e os inferiores para locomoção (média de 806 metros). Ainda, a distância percorrida em cada deslocamento foi maior (73

metros contra 60 metros) entre os que usavam apenas os membros superiores. Entretanto, não houve diferença significativa com relação à velocidade entre os dois grupos.

O impacto do uso de uma cadeira de rodas manual com assistência motorizada na distância percorrida foi verificado por Levy et al. (2010). Os resultados demonstraram que os usuários percorreram distâncias significativamente maiores quando utilizaram em suas cadeiras as rodas com assistência motorizada, em comparação ao período de coleta em que utilizaram suas cadeiras de rodas manuais. Os autores destacam que durante as duas primeiras semanas com o equipamento motorizado nas rodas da cadeira manual, a distância percorrida não foi maior do que com a cadeira em sua configuração padrão (puramente manual), e sugerem que este período representa uma fase de ajuste do usuário ao novo equipamento. Porém, as rodas com assistência motorizada proporcionaram aos usuários percorrerem maiores distâncias diárias, o que é um achado altamente relevante.

O estudo de Tolerico et al. (2007) envolveu 52 indivíduos com lesão da medula espinhal usuários de cadeira de rodas manual, que tiveram sua cadeira instrumentada para quantificar a mobilidade por um período de 13 a 20 dias. Os resultados demonstraram que a cadeira de rodas foi utilizada por um período de 8.3 ± 3.3 horas/dia, e os usuários percorreram uma distância média de 2457 ± 1195.7 metros/dia, a uma velocidade de 0.79 ± 0.19 m/s. Os autores não encontraram diferenças significantes com relação ao nível de atividade e níveis de lesão. Entretanto, usuários de cadeira de rodas que eram empregados maior distância percorrida, utilizaram o equipamento por mais tempo e percorreram maior distância entre paradas consecutivas quando comparados aos participantes não empregados. Esta correlação positiva entre emprego e maior distância percorrida ao dia também foi demonstrado por Oyster et al. (2011), que investigou os fatores relacionados à mobilidade de pessoas com lesão da medula espinhal usuários de cadeira de rodas manual. Neste estudo, que envolveu 132 indivíduos, a média geral de distância percorrida ao dia foi de 1877.5 ± 1131.7 m, a uma velocidade de 0.63 ± 0.12 m/s. Em média, os participantes se locomoviam com suas cadeiras de rodas por menos 60 minutos ao dia (média de 46.8 ± 23.6 min/dia). Ainda, indivíduos mais jovens

apresentaram maior média de velocidade ao dia do que indivíduos de mais idade, e brancos percorreram maiores distâncias diárias e mais tempo em locomoção no dia do que as demais raças. Não houve correlação entre aspectos tais como nível de lesão medular, renda financeira, nível de educação, gênero e a mobilidade em cadeira de rodas. Porém, indivíduos que usam cadeira de rodas leves (*“ultralightweight”*) apresentaram mais minutos por dia em movimento do que aqueles com cadeiras leves (*“lightweight”*), além de maiores velocidade e distância percorrida por dia. Ainda que estes dois últimos resultados não tenham apresentado significância estatística, há sinalização de que a qualidade da cadeira de rodas influencia a mobilidade de seus usuários.

Os estudos apresentados acima favoreceram de forma importante a compreensão da mobilidade em cadeira de rodas, e possibilitaram traçar um paralelo entre as medidas mais utilizadas na quantificação da mobilidade em diversas populações. Entretanto, mais importante do que saber o quão distante as pessoas se movem é compreender como as pessoas se movem (SONENBLUM et al., 2012). Em outras palavras, medir a velocidade e a distância percorrida em um dia não caracterizam, de forma completa, a mobilidade em cadeira de rodas.

Na tentativa de minimizar as limitações da simples quantificação e favorecer o entendimento da mobilidade sobre rodas de forma mais global, Sonenblum et al. (2012) objetivaram descrever o uso diário da cadeira de rodas utilizando “episódios de movimento”: qualquer movimento voluntário com a cadeira de rodas que (i) dure ao menos 5 segundos, (ii) tenha uma velocidade maior ou igual a 0,12 m/s, e (iii) termine quando menos de 0,76 m foi percorrido dentro de 15 segundos. O tempo de ocupação mediano foi de 11,2 horas ao dia, variando de 11 minutos a 24 horas. A mediana da distância percorrida diária foi de 1,6 km durante 54 minutos de locomoção, decompostos em 90 episódios de movimento. A mediana da distância percorrida em cada episódio foi de 8,6 metros, duração de 21 segundos e velocidade de 0,43 m/s. Ainda, os dados demonstram que, de maneira geral, os usuários se locomoviam por aproximadamente 10% do tempo em que estavam sentados na cadeira de rodas, e realizavam aproximadamente 10 episódios de movimento por hora.

Enquanto a dominância de pequenos e números episódios de movimento também é encontrada nos padrões de marcha de adultos normais (Orendurff et al., 2008), a distância percorrida e a velocidade média não apresentam a mesma similaridade. Estudos indicam que a média de distância percorrida por adultos sem deficiência é de 6 a 7,5 km (BOHANNON, 2007), enquanto cadeirantes percorrem de 1,5 a 2,5 km diariamente (KARMARKAR et al., 2010; LEVY et al., 2010; TOLERICO et al., 2007). De acordo com o estudo de Levine et al. (2008), a marcha de indivíduos adultos normais em sua rotina diária é composta de muitos episódios de movimento de curta-duração e baixa velocidade. Em média, os participantes realizavam 47 episódios ao dia, sendo que 85% destes durava menos de 15 minutos, e 88% ocorriam a uma velocidade menor do que 0,89 m/s. Contrastando com os dados de Bohannon (2007), os participantes caminhavam em média 11,27 km ao dia (LEVINE et al., 2008), e empenhavam, em média, 6,5 horas diárias caminhando.

Os estudos apresentados acima possibilitam a análise das discrepâncias da mobilidade de vida diária entre cadeirantes e pessoas sem deficiência. Em outras palavras, indicam o grau de limitação a que estão sujeitas as pessoas que utilizam cadeira de rodas. Entretanto, não é tarefa simples identificar o grau de contribuição da cadeira de rodas para a mobilidade reduzida de seus usuários. Devem ser levados em conta também as características do indivíduo e a condição que o levou ao uso da cadeira de rodas, suas atividades, ambientes e condições de acessibilidade. A análise de todos estes aspectos de forma conjunta possibilitará um entendimento mais completo da interação do indivíduo com o ambiente e sociedade através do uso de sua cadeira de rodas para mobilidade.

2.4 Sistemas alternativos para a propulsão de cadeira de rodas

Para os problemas relacionados tanto à mobilidade reduzida quanto ao desenvolvimento de lesões em membros superiores, a solução mais imediata para o equipamento manual é o uso de uma cadeira de rodas motorizada. No entanto, a mobilidade diária de usuários de cadeiras motorizadas não é maior quando comparada a usuários de cadeiras manuais. O estudo de Sonenblum et al. (2008)

demonstrou que não há um padrão definido de deslocamento diário entre os usuários de equipamentos motorizados. A média de deslocamento diário de $1,906 \pm 2,253$ km foi representativa para poucos indivíduos estudados. A mediana de 1,085km apresentou grande variação entre as distâncias mínima e máxima (0,238 – 10,585 km). Cooper et al. (2002) encontraram uma média de deslocamento diário de 1,667 km entre usuários de cadeira de rodas motorizada (COOPER et al., 2002). A velocidade média dos equipamentos motorizados é menor (0,25 m/s) quando comparada aos equipamentos manuais (0,43 m/s) (SONENBLUM et al., 2008). Com base nestes dados, não é possível afirmar que o uso de uma cadeira motorizada resulta em melhora da mobilidade diária. Desta forma, a substituição de uma cadeira manual por uma motorizada não é justificada, quando se pretende aumentar o deslocamento diário do usuário.

As cadeiras de rodas motorizadas eliminam a propulsão manual como meio de locomoção e, conseqüentemente, reduzem a sobrecarga biomecânica nos membros superiores. No entanto, a locomoção através do manuseio de um controle (*joystick*) é demasiadamente passiva, induzindo o usuário a uma condição de sedentarismo que pode comprometer o estado de saúde, através do aumento do risco de doenças cardiovasculares, ganho de peso e diminuição da capacidade de exercício (VAN DER WOUDE et al., 2006). Ainda, uma cadeira motorizada é muito mais pesada do que um equipamento manual, dificultando seu transporte em automóveis. Os custos para aquisição e manutenção da cadeira motorizada são, também, maiores. Desta forma, a análise de seus benefícios e limitações não permitem concluir, de forma objetiva, que a cadeira de rodas motorizada é melhor opção de mobilidade em comparação à cadeira manual.

Uma vez que tanto a cadeira manual quanto a motorizada possuem importantes limitações relacionadas à mobilidade, sistemas alternativos de locomoção têm sido propostos, na tentativa de melhorar o desempenho, a funcionalidade e a independência do usuário. Um sistema de propulsão através de uma manivela conectada ao cubo das rodas permite o movimento contínuo das mãos ao redor do eixo das rodas (Figura 6). O uso do sistema de manivela ligada ao cubo demonstrou maior eficiência em relação à propulsão pelos aros propulsores, justificada pelo fato de o usuário poder induzir movimento às rodas em toda a sua circunferência. No entanto, seu uso é limitado a ambientes externos, pois as

manobras em espaços restritos é dificultada por sua maior largura (VAN DER WOUDE et al., 2001).

Figura 6. Sistema de propulsão por manivela acoplada ao eixo das rodas traseiras.
(Adaptado de: van der Woude et al., 2001).

Uma outra proposta alternativa à propulsão manual foi compreendida duas alavancas acopladas aos cubos das rodas traseiras. Permitiam a movimentação dos mesmos superiores sincrônica e assincronicamente. Uma inovação à este sistema foi a utilização de sistemas redução de marchas para facilitar a locomoção (Figura 7). Requejo et al. (2008) demonstraram que a propulsão por um sistema de alavancas reduziu os esforços musculares dos ombros em relação à propulsão convencional através dos aros. Para van der Woude et al. (2001), a propulsão através de alavancas é uma alternativa para o uso em ambientes externos, uma vez que a realização de manobras em espaços restritos é um problema que limita seu uso de forma mais amplamente difundida.

Figura 7. Sistema de propulsão por alavancas. (Adaptado de: Requejo et al., 2008).

A propulsão ciclo-manual em um triciclo tem se tornado popular tanto para a locomoção diária quanto para atividades esportivas e de lazer. O sistema é semelhante ao utilizado em bicicletas, e o usuário pode acionar as manoplas de forma sincrônica ou assincrônica (Figura 8). Em ambas as formas, há uma movimentação contínua dos membros superiores, que impõem força à correia durante todo o ciclo manual. Apesar de ser muito utilizado para locomoção em ambientes externos para longas distâncias, suas dimensões são aumentadas devido à roda dianteira do triciclo e, portanto, o usuário enfrenta problemas de acessibilidade quando necessita locomover-se em locais cujo espaço é restrito (Valent et al., 2009; van der Woude et al., 2001).

Figura 8. Cadeira de rodas adaptada como triciclo com propulsão ciclo-manual. (Adaptado de: Valent et al., 2009).

Por fim, apesar dos diferentes modos de propulsão propostos como alternativa para minimizar, ou mesmo solucionar, os problemas da propulsão manual relacionados à sobrecarga de trabalho para os membros superiores e mobilidade reduzida, a cadeira de rodas manual propulsionada através dos aros laterais ainda é o modo de locomoção mais utilizado entre os usuários de cadeira de rodas. A explicação para isto parece estar relacionada ao aumento das dimensões do equipamento, causando problemas na acessibilidade, bem como à dificuldade de adaptação dos usuários a um novo modo de aplicação de força nas rodas, agravado quando há necessidade de manobrar a cadeira em espaços restritos. Assim, um modo alternativo de propulsão de cadeira de rodas é necessário que seja menos exigente para os membros superiores e ainda permite o acesso semelhante ao ambiente fornecido por um equipamento manual (VAN DER WOUDE et al., 2001).

2.5 Sistema híbrido: cadeira de rodas manual com assistência motorizada

O desenvolvimento de sistemas de propulsão assistida para cadeira de rodas manual propõe-se a preencher uma lacuna nos equipamentos de mobilidade sentada ao oferecer um modo alternativo de propulsão manual para usuários com capacidade física limitada para a propulsão devido a fraqueza muscular, dor nos membros superiores e massa corporal excessiva (LIGHTHALL-HAUBERT et al., 2009). Desta forma, os sistemas de propulsão assistida têm como objetivo proporcionar potência adicional aos à força propulsora do usuário.

O funcionamento de um sistema de propulsão assistida envolve o sensoramento das rodas para a detecção das forças manuais aplicadas ao aro, um controlador para o processamento e controle de um motor, cuja atuação será complementar aos esforços manuais. Nos modelos comercialmente disponíveis, as cadeiras com propulsão assistida utilizam dois motores, um em cada roda, acoplados ao cubo, que são abastecidos por uma bateria, normalmente localizada no encosto da cadeira (LIGHTHALL-HAUBERT et al., 2009). O projeto é semelhante ao de uma cadeira manual, e pode ser desmontado para facilitar o transporte (Figura 9).

Figura 9. Cadeira de rodas manual com assistência motorizada (PAPAW). (Adaptado de: Lighthall-Haubert et al., 2009).

Dentre as cadeiras manuais com assistência motorizada, três modelos podem ser distinguidos, cada qual com seu próprio método de acionamento do motor através do aro de propulsão. Um dos modelos permite ao usuário escolher dois entre vinte modalidades de assistência. Assim, o usuário pode selecionar a potência desejada e por quanto tempo o motor irá atuar após o acionamento, de acordo com sua necessidade. Uma vez que estes ajustes são determinados, o motor oferece sempre a mesma quantidade de assistência. Este modelo, chamado E-motion, compreende as duas rodas com motores nos respectivos cubos, e pode ser adquirido e instalado em várias cadeiras manuais. A massa de ambas as rodas é de 24 kg, e deve ser acrescida da massa da cadeira de rodas para se conhecer a massa total (LEVY et al., 2004).

Um outro sistema de assistência motorizada à propulsão manual, descrito por Cooper et al. (2001), possui massa de 15,9 kg, não incluindo o peso da cadeira de rodas. O sistema envolve a instalação de rodas com motores nos cubos à uma cadeira manual, e combina molas de compressão linear com potenciômetro para registrar e regular a força dos aros, a partir de um micro-controlador. A comparação deste sistema de propulsão assistida com a propulsão com cadeiras manuais, num estudo com usuários de cadeira de rodas, demonstrou que o gasto energético foi menor no sistema de propulsão assistida (COOPER et al., 2001). No entanto, ao contrário do esperado, os usuários não apontaram maior facilidade para

desempenhar diversas tarefas locomotoras, levaram mais tempo para concluir um circuito e indicaram maior dificuldade em algumas tarefas quando o sistema de motorização assistida foi utilizado (COOPER et al., 2001).

Um terceiro sistema, chamado de *Delta Glide Power Assist Chair* (*Delta Rehabilitation Products*, Australia) oferece variação na taxa de assistência motorizada, controlado a partir de um *software* em um microprocessador, que controla não apenas a quantidade de torque, mas a rampa de subida, a duração e o declínio da assistência motorizada (LEVY et al., 2004). O sistema envolve a interpretação do sinal de torque nos aros, o monitoramento de velocidade e o ajuste da saída do motor de forma apropriada. Utiliza dois motores, um em cada roda, porém, diferentemente dos dois sistemas anteriores, não foi desenvolvida para ser instalada em uma cadeira de rodas convencional, mas compreende um sistema integrado entre motor e cadeira, com o massa total de 30,4 kg (Figura 10).

Figura 10. Delta Power Assist Chair. (Fonte: www.glide.com.au/products.php?id=39#Gallery)

Lighthall-Haubert et al. (2009) comparam a atividade dos músculos do ombro de pacientes tetraplégicos durante a propulsão com cadeira de rodas manual e com uma cadeira com assistência motorizada acionada pelo aro propulsor (em inglês: *PAPAW: "Pushrim Activated Power Assisted Wheelchair"*). Os resultados demonstraram que, para pacientes com tetraplegia, a atividade dos músculos do ombro durante a fase de impulsão foi diminuída quando utilizou-se a cadeira com assistência motorizada acionada pelo aro propulsor, em comparação à propulsão em cadeira manual convencional.

O estudo de Levy et al. (2004) demonstrou que a cadeira de rodas com assistência motorizada acionada pelo aro propulsor facilitou a locomoção em uma variedade de terrenos, ao reduzir a atividade elétrica muscular e a frequência cardíaca de indivíduos idosos. Os autores concluíram que o modo de propulsão assistida é uma alternativa aceitável às cadeiras manuais, pois é mais leve e mais fáceis de transportar do que as cadeiras motorizadas, e requerem maior atividade física do que simplesmente guiar um controle, tal qual ocorre nas cadeiras motorizadas tradicionais.

O uso de cadeiras de rodas com propulsão assistida é capaz de influenciar a capacidade funcional de seus usuários. No estudo de Algood et al. (2005), indivíduos tetraplégicos melhoraram suas habilidades em certas atividades locomotoras, tais como propulsão em rampas ascendentes, em superfícies irregulares e sobre carpetes grossos. O uso da cadeira com propulsão assistida também demonstrou ser benéfico para tetraplégicos ao reduzir a demanda energética, a frequência de toque (cadência) e a amplitude de movimento dos membros superiores, quando comparado à propulsão em cadeira de rodas manual convencional (ALGOOD et al., 2004). Usuários de cadeira de rodas com queixa de dor nos ombros também foram beneficiados com o uso de sistemas de propulsão assistida. O estudo de Nash et al. (2008) demonstrou redução do custo energético e percepção de esforço quando propulsionando a cadeira com assistência motorizada, além de aumento significativo na distância percorrida.

A eficiência mecânica na propulsão de cadeiras com assistência motorizada foi investigada por Arva et al. (2001). Em comparação à propulsão de cadeiras manuais convencionais, os equipamentos com assistência motorizada proporcionaram maior eficiência mecânica, e o gasto energético e a potência do usuário foram significativamente menores. Os autores sugerem que o uso destes equipamentos pode contribuir para retardar a instalação de lesões secundárias ao uso de cadeiras manuais, podendo ser adequado para pessoas que tem (ou estão sob risco de desenvolver) degeneração das articulações dos membros superiores e capacidade de exercício reduzida.

Do exposto acima, é possível concluir que as cadeiras de rodas com propulsão assistida proporcionam benefícios relacionados à redução das forças

aplicadas ao aro pelo usuário, redução do gasto energético durante a locomoção, melhora da eficiência mecânica, menor percepção do esforço por parte dos usuários e melhores condições de mobilidade em terrenos irregulares e em rampas (LIGHTHALL-HAUBERT et al, 2009; NASH et al., 2008; ALGOOD et al., 2005; ALGOOD et al., 2004, LEVY et al., 2004; ARVA et al., 2001; COOPER et al., 2001). Seu uso tem sido indicado a usuários com capacidade de exercício limitada e aqueles que apresentam fraqueza e/ou dor nos membros superiores (ARVA et al., 2001; ALGOOD et al., 2004) . Idosos e indivíduos tetraplégicos por lesão da medula espinhal foram os mais indicados como os usuários mais beneficiados com o uso de sistemas de propulsão assistida (LIGHTHALL-HAUBERT et al, 2009; ALGOOD et al., 2005; LEVY et al., 2004).

Apesar dos benefícios apresentados, as cadeiras de rodas com propulsão assistida possuem limitações que não favorecem seu uso difundido. Os três sistemas apresentados utilizam conceitos similares no projeto do equipamento, ao utilizarem motorização independente com dois motores acoplados, respectivamente, nas rodas traseiras. A utilização de motorização independente aumenta a complexidade, custo e a massa do sistema. Além disso, o uso de motores nos cubos das rodas aumenta a massa do equipamento nos extremos laterais do equipamento, o que resulta em maior momento de inércia. Esta alteração na distribuição de massa do equipamento pode dificultar a agilidade em mudar a direção do movimento. A realização de diferentes atividades locomotoras dificultada e mais trabalhosa foram demonstradas com o uso de cadeira de rodas utilizando sistemas de propulsão assistida (COOPER et al., 2001).

2.6 Levantamento de patentes propostas para sistemas de propulsão assistida para cadeira de rodas manual

Os estudos publicados em revistas científicas relacionados à sistemas de propulsão assistida abordaram três modelos comercialmente disponíveis. No entanto, com o objetivo de identificar outras propostas de motorização assistida para cadeiras manuais, foi realizada busca de patentes nacionais e internacionais. Os equipamentos encontrados como patentes são descritos nesta seção, e sua

condição de ser um produto comercialmente disponível não foi verificada, mas sim os aspectos relevantes do conceito inovador de cada proposta.

Ahsing et al. (1993) propuseram uma cadeira de rodas manual com assistência motorizada destinada a pacientes com limitações nos membros superiores, porém ainda capazes de desenvolver certa atividade propulsora. Desta forma, destina-se a pacientes capazes de aplicar esforços propulsores, porém incapazes de exercer força suficiente, pelo menos em alguns momentos, para locomover a cadeira de rodas de modo satisfatório. Os autores propõem uma unidade motora localizada abaixo do assento, em posição medial às rodas traseiras, de fácil instalação e remoção a fim de facilitar a desmontagem e o transporte da cadeira de rodas. A assistência é individualizada para cada roda traseira, sendo a unidade motora composta por dois motores elétricos não alinhados ao eixo das rodas, um sistema de engrenagem para transmissão e um par de baterias (Figura 11a). A assistência motorizada é independente para cada roda, sendo ativada pela aplicação de força no aro de propulsão (Figura 11b). A quantidade de assistência pode ser controlada pelo usuário através de botões montados em um dos suportes de braço da cadeira. Quando o usuário aplica força propulsora nos aros (tanto para deslocamento anterior quanto posterior), o aro desloca rotacionalmente em relação ao centro da roda através de um sistema de mola que possibilita o deslocamento de dois graus em ambas as direções. A captação do esforço impulsor do usuário envolve o uso sensor de torque como entrada e um circuito elétrico, que também recebe informações de velocidade e aceleração para retroalimentação do sistema.

Figura 11. Sistema de assistência motorizada: (a) visão geral da cadeira de rodas; (b) motorização individualizada para cada roda traseira (Ahsing et al., 1993).

Uchiyama et al. (1998) preocuparam-se em desenvolver um sistema de assistência motorizada à propulsão manual destinado a aumentar, mas não substituir, a aplicação da força manual. Objetivando a criação de um sistema que seja adaptado às mais diversas situações de locomoção em cadeira de rodas e que, portanto, responda de forma adequada ao movimento desejado pelo usuário, os autores indicaram situações potencialmente problemáticas com a utilização da assistência motorizada. Uma vez que a assistência potencializa a força manual aplicada ao aro propulsor, discretas discrepâncias de força entre os membros superiores pode fazer a cadeira seguir trajetória curva quando o usuário deseja mover-se em linha reta. Além disso, o aumento de peso devido ao equipamento e a assistência motorizada podem retardar a desaceleração da cadeira, o que pode ser desejado quando são realizados breves e curtos deslocamentos. Os autores salientam que um sistema que não assista o movimento de acordo com o desejado pelo usuário requer de constantes correções da trajetória. Desta forma, propõem um sistema no qual a força manual no aro propulsor é detectada por um sensor de torque, transmitida a um potenciômetro que fornece um sinal que é indicativo do grau de rotação do aro manual em relação à roda, informação esta que é processada por uma unidade de computador (CPU). O sinal é então transmitido da CPU para seu respectivo controlador que, por sua vez, controla o motor através de um sistema de transmissão, que reduz substancialmente a velocidade de rotação do motor para a rotação das rodas. Os motores de ambas as rodas são posicionados de forma não alinhada para facilitar o fechamento da cadeira ao transportá-la (Figura 12a,b). Um circuito de *feedback* auxilia o controlador na aplicação do torque necessário à assistência motora desejada. A atividade de ambos os motores não acontece de forma totalmente independente. Para isto, ambos os motores comunicam-se através de uma interface elétrica de comunicação que transmite e informações entre as CPUs. Uma bateria posicionada atrás do encosto da cadeira abastece os dois motores. Em 2002, os mesmos autores propuseram um melhoramento na assistência motorizada à propulsão manual através de um sistema mais responsivo às variações das forças manuais aplicadas ao aro. Assim, procurou-se oferecer o nível adequado de assistência considerando as características específicas do usuário e as circunstâncias do movimento, tais como tipo de terreno, aclives e declives, entre outros. A estrutura e equipamentos são

basicamente os mesmos da patente anterior (1998), alterando-se o processamento e atuação do controlador.

Figura 12. Assistência motorizada junto ao cubo de cada roda traseira: (a) vista lateral; (b) vista posterior (Adaptado de: UCHYIAMA et al., 2002).

Diferentemente dos sistemas de assistência motorizada anteriormente apresentados, Broadhead e Hobson (1993) criaram um dispositivo cuja atuação não é direcionada diretamente às rodas traseiras nas quais o usuário aplica forças durante a locomoção manual. Uma roda, de posição centralizada em relação às rodas laterais e inferior ao assento, possui um motor de rotação que, quando a roda está em contato com o solo, assiste ao movimento da cadeira (Figura 13). Um segundo motor controla a posição vertical da roda: suspensa ou em contato com o solo. Tanto a posição vertical da roda quanto a assistência motorizada são ativadas por controle manual localizado no suporte de braço. Assim, o usuário pode controlar a utilização da assistência motorizada de acordo com suas necessidades. O suporte elétrico para o funcionamento de ambos os motores é fornecido por uma bateria elétrica.

Figura 13. Motorização de uma única roda posicionada ao centro e posteriormente ao eixo das rodas traseiras (Adaptado de: BROADHEAD; HOBSON, 1993).

Ulrich e Yoerger (2004) propuseram uma cadeira de rodas com sensores de força detectando o torque aplicado pelo usuário nos aros propulsores (Figura 14a). O torque detectado é utilizado num sistema de controle destinado a proporcionar a dinâmica desejada da cadeira. Cada roda traseira é acoplada a um servo motor não escovado, que proporciona assistência eletronicamente controlada que aumenta a força aplicada ao aro pelo usuário. O torque produzido pelos motores é transmitido às rodas através de um sistema de engrenagens redutoras de duas fases. Um transdutor de torque (formado por ponte de extensômetros) no aro propulsor mede parâmetros indicativos de torque e transmite a uma unidade de processamento central (CPU), que realiza todo o controle do sistema (Figura 14b). Desta forma, a partir da força manual tangencial aplicada ao aro, o torque associado ao aro é medido por transdutores de torque e transmitido à CPU. Um circuito de retroalimentação mensura a velocidade, comparando a velocidade real com a velocidade desejada e, caso necessário, corrigindo e reduzindo o componente de erro ao valor ótimo de zero. O usuário, através da interface com um interruptor, pode selecionar vários mapas de controle pré-programados dentro da CPU. A interface pode ter uma tela para indicar qual mapa de controle foi selecionado. O controlador do motor faz a ponte de ligação entre a ordem da CPU e a execução pelo motor. Para isto, o controlador converte o sinal da CPU em voltagem, através de um conversor digital para analógico.

Figura 14. Cadeira de rodas com motorização independente para cada roda: (a) visão antero-lateral; (b) organograma do controle eletrônico dos níveis de assistência (Adaptado de: ULRICH; YOERGER, 2004)

A invenção de Lopresti (2007) oferece não apenas assistência motorizada, mas também evita obstáculos. Desta forma, a cadeira de rodas possui sensores capazes de medir a força propulsiva aplicada a cada roda traseira, a magnitude e velocidade de rotação de cada roda, e a localização de obstáculos em relação à cadeira de rodas (Figura 15a,b). Tais informações são coletadas por um microprocessador que integra a informação sobre a força manual aplicada pelo usuário e o ambiente ao redor, determina se há risco de colisão e ajusta o sinal de comando de acordo com a situação, enviando tal informação aos motores localizados nos cubos das rodas. Desta forma, através do controlador dos motores, o sistema pode atuar tanto aumentando a força aplicada pelo usuário, quanto freando a cadeira, caso os sensores detectem obstáculo.

Figura 15. Cadeira de rodas com assistência motorizada e sensoriamento para evitar obstáculos: (a) vista lateral com seta mostrando a posição do motor no eixo das rodas; (b) vista anterior, destacando a posição dos sensores. (LOPRESTI, 2007).

Harris et al. (1978) apresentaram uma cadeira de rodas com assistência motorizada, cuja principal inovação advém do fato de a motorização ser aplicada às duas pequenas rodas dianteiras (Figura 16a,b). Desta forma, cada roda dianteira era controlada pelo respectivo motor. Os aros propulsores são rodáveis dentro de um limite em sentido anterior relativamente às respectivas rodas traseiras, e um sistema de mola no aro controla a energização dos motores. Assim, o movimento relativo do aro em relação à roda aciona um sistema de cabo, hastes e alavanca que, por sua vez, opera o potenciômetro a aumentar progressivamente, a partir do zero, o suprimento elétrico da bateria para o motor. Quando o movimento relativo do aro é cessado, a força da mola no aro reverte esta operação. O acoplamento entre motor e roda dianteira se dá através de uma engrenagem helicoidal.

Figura 16. Motorização das pequenas rodas dianteiras: (a) visão completa da cadeira de rodas; (b) motor e sistema de transmissão nas rodas – detalhe A (HARRIS et al., 1978).

Takada (2002) apresentou um dispositivo de assistência motorizada para ser montado e removido na parte posterior de uma cadeira de rodas habitual (Figura 17). O dispositivo é composto de: sensores fotoelétricos para detectar posições pré-determinadas da estrutura da cadeira; braços, cada um dos quais tendo um formato capaz de encaixar-se com a estrutura da cadeira; e motores de condução para posicionar os braços. Quando os sensores detectam o posicionamento correto dos braços do dispositivo em relação à cadeira, os motores de condução dirigem os braços de forma a engatá-los à cadeira. Ainda, os engates do dispositivo possuem detectores de rotação angular que calculam a inclinação do terreno. Desta forma, a assistência motorizada é oferecida de acordo com a inclinação no terreno. O suprimento elétrico para os motores das rodas e os motores de condução dos engates é provido por uma bateria localizada no corpo do dispositivo de assistência motorizada. Com base nas informações de sensores (encoders) sobre a rotação das rodas traseiras direita e esquerda, e a taxa de rotação (da cadeira) medida por um sensor de rotação na roda traseira do dispositivo de assistência, uma unidade de controle processa tais informações e estima o estado de deslocamento: velocidade da roda, mudança de velocidade e ângulo de curva. A partir destas, a unidade de controle controla os motores das rodas direita e esquerda do dispositivo de assistência, provendo força motora de acordo com o atual estado de deslocamento

da cadeira. Desta forma, uma vez que o dispositivo de assistência é montado, ele provê o auxílio motorizado.

Figura 17. Dispositivo montável de assistência motorizada (Modificado de: TAKADA, 2002).

A invenção de Wu (2008) preocupou-se com o sistema de iniciação para unidade de assistência motorizada de uma cadeira de rodas, que seja capaz de iniciar o motor, localizado cada um no cubo da respectiva roda, e produzir auxílio motorizado no momento em que o usuário está rodando a roda traseira (Figura 18a,b). Cada motor é abastecido por uma bateria elétrica localizada no corpo do sistema acoplado ao cubo da roda. A fim de evitar que o motor seja inicializado quando o usuário apenas toca no aro porém não deseja locomover-se, apenas quando a roda traseira realiza rotação de uma certa distância o motor será inicializado. Esta distância não pode, portanto, ser muito longa, pois tornaria a resposta do motor muito lenta. O aparato de iniciação compreende vários acionadores de primeiro e segundo grau, um disco de acionamento primário e outro secundário, molas de retorno, um primeiro e um segundo interruptor. Assim, quando o usuário gira a roda da cadeira, um disco de condição acompanha esta rotação, porém é limitada por orifícios de bloqueio e protusões. Quando estas se movem em direção ao final do orifício de bloqueio ativa-se o disco de acionamento. Este, por sua vez, dispara o interruptor, ligando o motor.

Figura 18. Assistência motorizada no cubo das rodas: (a) vista lateral; (b) sensoriamento e motorização da roda (Modificado de: WU, 2008).

Um sistema de motorização localizado no cubo da roda também foi proposto por Avakian (1995), compatível para motorização de uma cadeira manual usual, tal qual uma cadeira dobrável. O autor ressalta que tanto o sistema de assistência motorizada quanto o seu suporte elétrico são localizados no mesmo compartimento do cubo de cada roda, e que apresenta elevado grau de eficiência em seu funcionamento, adicionando relativamente pouco peso à cadeira de rodas. Nesta invenção, a roda gira sobre um componente axial estático que é acoplado à estrutura da cadeira. A ação motora do usuário sobre as rodas é convertida em sinais ópticos que detectam o movimento das rodas. Os sinais óticos são convertidos em elétricos e amplificados para aplicarem o sincronismo temporal, corrente e voltagem adequados para o controle do motor. O gerador de torque é um motor de corrente contínua do tipo disco de alta eficiência. Um sistema de transmissão acopla o eixo de saída do motor ao eixo da roda da cadeira, de tal forma que a energização do motor causa a rotação das rodas (Figura 19). Ainda, os sinais óticos, após transmitidos ao gerador de sinal de comando, são utilizados para gerar corrente para recarregar a bateria, habilitando esta a manter-se completamente carregada.

Figura 19. Sistema de engrenagens para motor localizado no cubo da roda (Modificado de: AVAKIAN, 1995).

Butts e Gowen (2011) propuseram um dispositivo de assistência motorizada para motorização de uma cadeira de rodas manual, fácil e rapidamente acoplável e removível à frente da cadeira, e operado remotamente para controle do motor (Figura 20). O dispositivo compreende uma ou mais rodas e um ou mais motores atuando nestas rodas. Um joystick permite ao usuário o controle remoto da direção e velocidade do deslocamento da cadeira. Assim, esta invenção não trata-se diretamente de uma cadeira manual na qual a força aplicada pelo usuário nos aros é acrescida de um torque proporcionado por motores, mas sim de um dispositivo que permite ao usuário, ao acoplá-lo à sua cadeira manual, torná-la uma cadeira motorizada, controlada manualmente por *joystick*. Assim, uma vez que o dispositivo está acoplado à cadeira, o usuário não mais a controla através dos aros de propulsão, mas através do *joystick*, tal qual ocorre em uma cadeira motorizada tradicional.

Figura 20. Acoplamento anterior para motorização de cadeira de rodas manual (Modificado de: BUTTS; GOWEN, 2011).

De forma semelhante, Smith (1994) propôs um kit para conversão de uma cadeira manual em motorizada, no qual polos de motorização são integrados às rodas traseiras para promover propulsão motorizada da cadeira através de um simples controlador montado no apoio de braço da cadeira (Figura 21a,b). O autor salienta que o kit pode ser montado sobre a própria estrutura da cadeira, mantendo-se as dimensões e até mesmo a aparência de uma cadeira manual. Altera-se, entretanto, o centro de massa da cadeira ao deslocar as rodas traseiras posteriormente, com o objetivo de melhorar a estabilidade do sistema durante a locomoção motorizada. A atuação do motor nas rodas traseiras dá-se através de um sistema de engrenagens, que também possibilita a propulsão manual da cadeira em caso de falha no motor.

Figura 21. Kit para motorização de cadeira de rodas manual: (a) vista lateral; (b) vista posterior com o posicionamento do equipamento abaixo do assento (Modificado de: SMITH, 1994).

Uma cadeira de rodas manual com a proposta de um sistema de assistência motorizada acoplado à estrutura e um sistema de controle de atuação do motor foi proposto por Pusch et al. (2000). Um motor elétrico montado em cada roda traseira é responsável pela motorização adicional à propulsão manual (Figura 22). A montagem do sistema inclui um suporte fixo para a roda acoplado ao chassi da cadeira, uma roda montada rotativamente ao suporte fixo, e um motor elétrico de alto momento efetivo e baixa velocidade de rotação, tendo uma parte móvel e uma parte estática. A parte móvel é disposta concentricamente à parte fixa, com um espaço entre eles. O sistema de controle envolve um sensor de torque para detectar a força aplicada no aro de propulsão, e pode ajudar um movimento através de uma rampa que exige elevadas forças do usuário, como também ajudar a frear um movimento em uma descida. O sinal analógico do sensor de torque representa a variável de controle para ativar o motor. Com base no sinal dos sensores, o microprocessador pode medir a posição do rotor em relação ao estator. No caso de falha do sistema de controle ou descarregamento da bateria, a cadeira pode ser usada como uma cadeira manualmente propulsada convencional.

Figura 22: Motorização acoplada no cubo das rodas traseiras (Modificado de: Pusch et al., 2000).

Uma proposta brasileira (Dedini; Lombardi, 2006) de sensoriamento de rodas para uma cadeira de rodas servo-assistida teve como principal objetivo propiciar novo funcionamento, com maior conforto e facilidade na utilização pelo usuário. O sistema compreende a motorização independente de cada uma das rodas traseiras, baterias e um sistema de controle que atue de tal forma a corresponder às expectativas de locomoção do usuário, sem que sejam necessárias grandes alterações na estrutura original da cadeira. O acoplamento dos motores e os sistemas de redução ocorre diretamente sobre o eixo das rodas, ou através de diversas possibilidades de acoplamento. Nesta patente, o aro de propulsão recebe uma cobertura, com o objetivo de melhorar a ergonomia da empunhadura do aro, facilitando a aplicação de forças por parte do usuário com maior conforto. Nesta cobertura estão localizados sensores de força (preferencialmente pontes extensiométricas), utilizados como variáveis de entrada (torque aplicado e direção do movimento) para o sistema de controle dos motores (Figura 23). O sinal proveniente dos sensores é amplificado e processado pelo sistema de controle, e como resposta oferece um sinal proporcional à força necessária para complementar a propulsão manual (Figura 24). O acionamento dos motores acontece somente quando a força do usuário ultrapassar determinado limite, não apenas relacionado à força aplicada ao aro, mas também à sua velocidade de aplicação e o intervalo entre os toques manuais no aro. Quando os motores não são ativados, a locomoção fica a cargo unicamente dos esforços do usuário. Os autores ressaltam que o sistema proposto permite que o usuário continue desenvolvendo sua musculatura sem correr

o risco de lesões por esforços repetitivos, além de propiciar ao usuário o deslocamento por maiores distâncias e com maiores velocidades médias, resultando em aumento de sua mobilidade. Os autores propõem ainda um sistema de memória capaz de armazenar informações referentes à capacidade física do usuário, possibilitando que o sistema faça uso destas informações para adequar a assistência de forma a obter melhor desempenho. Cabe ainda ao sistema de controle fazer com que os dois motores, apesar de trabalharem de forma independente, sejam colaborativos no funcionamento global. Desta forma, o sistema de controle conta com duas entradas de informações: a força aplicada ao aro e a condição física do usuário registrada no sistema de memória.

Figura 23. Sensoriamento de roda para uma cadeira servo assistida: novo aro impulsor adjacente ao original, instrumentalizado com pontes extensiométricas. (Modificado de: Dedini; Lombardi Jr, 2006).

Figura 24. Organograma para o controle eletrônico e adequação dos níveis de assistência (Modificado de: DEDINI; LOMBARDI, 2006).

2.7 O processo de desenvolvimento de um produto

Este projeto aborda a concepção de um novo equipamento para mobilidade sentada. O desenvolvimento de um produto deve seguir um processo cujas etapas agregam progressivamente os fundamentos e características que definirão o produto em sua forma final. Em alguns casos não é possível uma separação bem definida entre tais fases, uma vez que processos de etapas posteriores são, por vezes, utilizadas na redefinição das fases preliminares (PAHL; BEITZ, 2005).

A metodologia de projeto em engenharia oferece uma estrutura que auxilia as tomadas de decisão ao longo das fases do processo de desenvolvimento do produto. De forma geral, a primeira fase do desenvolvimento de um produto refere-se ao levantamento de informações com o objetivo de definir o planejamento do projeto (PAHL; BEITZ, 2005). Asimow (1968) refere-se à primeira etapa de um

projeto como sendo o estudo da exequibilidade, a partir do qual são estabelecidas as reais necessidades às quais o produto propõe-se satisfazer. Nesta fase inicial, antes que sejam propostas possíveis soluções, é importante que o problema a ser abordado seja claramente definido.

A partir do levantamento das necessidades e definição dos problemas, a primeira fase deve resultar na síntese das possíveis soluções e as devidas considerações sobre a exequibilidade física e financeira (ASIMOW, 1968). Em resumo, as informações levantadas preliminarmente indicam a necessidade e o problema, e apontam as possíveis soluções e as condições de exequibilidade.

A segunda fase do desenvolvimento de um produto inicia-se com a seleção das soluções propostas mais adequadas às condições de execução do projeto. Nesta fase de projeto preliminar, o principal objetivo é estabelecer qual a melhor alternativa, a partir de uma análise da relevância dos parâmetros do projeto determinados pela equipe. Esta é uma etapa essencial para o seguimento do processo de desenvolvimento. Os parâmetros do projeto representam os vários atributos do sistema, ou seja, as propriedades, características e qualidades importantes do produto (ASIMOW, 1968).

Nesta fase de projeto preliminar, são considerados os produtos já disponíveis no mercado, a disponibilidade de matéria-prima e tecnologia para desenvolvimento do produto. A análise destes aspectos juntamente com os parâmetros do projeto deve resultar na validação da concepção de uma proposta para a confecção do produto, bem como no fornecimento das informações necessárias para a execução das fases seguintes (ASIMOW, 1968).

Após a concepção do produto desenvolvida no projeto preliminar, dá-se início à fase de detalhamento do projeto, cujo objetivo é fornecer as descrições de engenharia que conduzirão à fabricação do protótipo. A partir deste momento, não ocorrem grandes mudanças na concepção do produto, e as pequenas alterações devem conduzir à decisão final do projeto (ASIMOW, 1968). Nesta fase, podem ser produzidos modelos experimentais para se verificar alternativas a alguns aspectos ainda não definidos, além de componentes do produto, desenvolvimento de protótipos parciais e, finalmente, a fabricação do protótipo final para ser testado e ajustado conforme necessário. As fases seguintes referem-se ao planejamento do

processo de produção, distribuição, consumo e retirada do mercado (PAHL; BEITZ, 2005). São, portanto, processos essenciais no desenvolvimento de produtos comerciais e, assim, não são abordadas pelo presente projeto, cujo objetivo é a criação de um novo conceito de mobilidade em cadeira de rodas e de um protótipo.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento deste projeto baseia-se na estrutura para processo o desenvolvimento de produtos, com o objetivo de garantir que as decisões tomadas em suas diferentes etapas sejam adequadas às necessidades do projeto (Figura 25). São também etapas do processo de produção a manufatura (fabricação) e a descontinuidade, que reflete a preocupação com o destino do equipamento, seus componentes e materiais após a retirada do produto ou quando este não possui mais condições de desempenhar o papel para o qual foi projetado. No entanto, uma vez que este estudo tem por objetivo o desenvolvimento de um protótipo que, em sua versão final, tem como propósito ser utilizado para a realização de testes, e não para comercialização, as etapas cumpridas referem-se ao levantamento informacional, concepção e detalhamento do produto.

Figura 25. Etapas no processo de desenvolvimento de um produto.

O trabalho inicia-se com o levantamento informacional que, partindo da necessidade de reduzir a demanda de trabalho e melhorar a mobilidade do usuário – apresentadas e discutidas nas seções anteriores – são definidos os parâmetros de projeto, ou seja, as características relevantes do projeto que satisfazem as necessidades apresentadas. O levantamento dos problemas e necessidades referentes ao projeto de cadeira de rodas manuais é apresentado na Figura 26.

Figura 26. Problema e necessidades relacionados à cadeiras de rodas manuais abordados neste projeto.

A partir da definição dos problemas a serem abordados, são definidos os requisitos de projeto que orientam a criação do conceito da cadeira de rodas com assistência motorizada servo-controlada, tornando possível definir, de forma preliminar, os procedimentos do projeto, conforme apresentado na Figura 27.

Figura 27. Detalhamento das etapas de desenvolvimento da cadeira de rodas servo-assistida.

A partir do levantamento de informações na literatura, são definidos os parâmetros para o projeto da cadeira de rodas com base nos princípios ergonômicos para mobilidade e conforto sobre rodas, além dos parâmetros de decisão para os componentes do sistema de motorização assistida. Os estudos complementares que referem-se aos objetivos específicos devem ser compreendidos como balizadores de decisões de projeto e, portanto, seus fundamentos e métodos são apresentados no projeto conceitual. Assim, a seção de metodologia estrutura-se da seguinte maneira:

- ✓ Características Técnicas – Parâmetros de projeto:
 - Componentes e Configuração da Cadeira de Rodas;
 - Sistema de Motorização Assistida;
- ✓ Estudos Complementares:
 - Influência da Configuração da Cadeira de Rodas na Inércia Rotacional do Sistema;
 - Distribuição das forças de contato nas mãos durante a propulsão manual: estudo comparativo de dois modelos de aro propulsor;
 - Aro dactilo-anatômico: Análise Cinemática da Propulsão Manual.

Os principais achados dos estudos complementares serão apresentados na seção de resultados e discussões, e precederão a apresentação dos resultados referentes ao objetivo principal (concepção da cadeira de rodas servo-assistida), uma vez que fundamentam este. Portanto, a seção de resultados e discussões inicia-se com a apresentação dos estudos referentes aos objetivos específicos, seguidos do projeto conceitual e detalhado que, conjuntamente, abordam a concepção do produto, com a apresentação do modelo geométrico virtual e sua interação com um modelo humano. Assim, as decisões do projeto conceitual são apresentadas, discutidas e detalhadas em uma única seção.

3.1 LEVANTAMENTO DAS CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

3.1.1 Componentes e Configuração da Cadeira de Rodas

Esta seção tem como objetivo apresentar as evidências científicas relacionadas aos aspectos configurações de cadeiras de rodas e suas influências na usabilidade do equipamento, abordando principalmente seu conforto e desempenho na mobilidade. Para isto, diversos aspectos relevantes na prescrição e adequação da cadeira de rodas ao usuário são abordados, na tentativa de determinar parâmetros ótimos para a locomoção em sua forma mais eficiente, confortável e segura. Afim de facilitar a leitura e definição dos aspectos técnicos abordados, as Figuras 28 e 29 apresentam os planos e dimensões a serem discutidas nesta seção. Os aspectos técnicos são abordados de forma individualizada, no entanto, uma lista destes com os critérios de decisão, definição da decisão e justificativa é apresentada ao final do trabalho (APÊNDICE A).

Figura 28. Dimensões no plano sagital: (h_1) altura do assento na borda posterior; (h_2) altura do assento na borda anterior; (d) comprimento do assento; (α) ângulo entre assento e encosto; (p) altura do encosto; (a) posição horizontal do eixo em relação ao encosto; (s) distância entre o eixo da roda traseira e o centro do garfo do *caster*; (q) altura do suporte dos pés.

Figura 29. Dimensionamento no plano frontal: (β) ângulo de cambagem; (f) largura do assento; (n) largura máxima da cadeira de rodas.

A adequação da postura do usuário em sua cadeira de rodas é essencial para o uso confortável, eficiente, independente e seguro do equipamento. A congruência entre as características físicas e funcionais do indivíduo e a configuração da cadeira de rodas pode aprimorar a independência do usuário, facilitar sua integração na sociedade e melhorar a qualidade de vida (SIMMONS et al., 1995; SHORE, 2008). As consequências da cadeira de rodas configurada de forma inadequada a seu usuário são danosas o suficiente para justificar maior atenção na prescrição e seleção do equipamento. Segundo Samuelsson et al. (2001), o desconforto na posição sentada é altamente prevalente (87%) entre usuários de cadeira de rodas, reportando ainda elevada incidência de dor nas costas (63%).

Em um estudo de revisão sobre a padronização de medidas antropométricas e normas utilizadas na pesquisa e prescrição de cadeira de rodas, Steinfeld et al. (2010) encontraram divergências nas normas entre países, e concluíram que há necessidade de revisão das normas para a mobilidade sobre rodas de modo a refletir a estrutura corporal e habilidades funcionais dos usuários e dos dispositivos que utilizam. Os autores apontam a falta de pesquisa nesta área em países em desenvolvimento, e reconhecem a importância de se considerar o fato de que os dispositivos de mobilidade sentada e as condições ambientais são muito diferentes das encontradas em países desenvolvidos. Portanto, há que se considerar as

especificidades de cada país na criação das normas e métodos para a prescrição, desenvolvimento e pesquisa de cadeira de rodas.

A cadeira de rodas deve oferecer suporte postural tal que, mesmo quando o indivíduo relaxa totalmente os músculos posturais do tronco, sua postura mantém-se adequadamente ereta e sem risco de desenvolvimento de contraturas e deformidades. Assim, a manutenção de uma postura adequada não pode ser tarefa dos músculos, pois a consequente e inevitável fadiga impossibilita a realização desta tarefa de modo contínuo. Para isto, o equipamento deve oferecer posicionamento confortável, estável e adequado para a manutenção postural mesmo quando o indivíduo relaxa os músculos. O processo de dimensionamento e configuração de uma cadeira de rodas, da forma como é proposto no presente estudo, deve ser pautado pelas normas que definem as medidas limites dos aspectos mais importantes do equipamento. Para isto, é utilizada a padronização para cadeira de rodas convencional proposta pela norma NBR ISO 7176-7 (ABNT, 2009), apresentada na Tabela 1.

Tabela 1 – Medidas mínimas e máximas de uma cadeira de rodas manual (NBR ISO 7176-7:2009)

Medida	Mínimo	Máximo
Largura do Assento	360	480
Profundidade do Assento	360	500
Altura da Superfície do Assento na Borda Lateral	400	500
Comprimento Máximo da Cadeira	900	1050
Largura Máxima da Cadeira	500	750

Ao cumprir com os limites de medidas básicas de uma cadeira de rodas, o projeto é adequado às normas de acessibilidade em cadeira de rodas, reunidas no documento “NBR9050 – Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos” (ABNT, 2004). Assim, o protótipo desenvolvido físico poderá

locomover-se sem restrições nos locais onde as adequações necessárias à mobilidade de cadeirantes foram cumpridas.

A cadeira de rodas deve ser vista como um equipamento de uso individual e único por seu usuário. Desta forma, para a confecção de um protótipo físico que será experimentado por diversas pessoas, algumas considerações com relação à higienização são necessárias. O assento será fabricado material plástico que dará suporte para a almofada inserida em envoltório (capa) de material impermeável e lavável. O encosto da cadeira de rodas será adquirido em loja especializada, feito de nylon e com tensão do tecido ajustável. Portanto, a placa de suporte do assento, o encosto em nylon e a capa da almofada podem ser higienizados com álcool etílico 96%, garantindo assim a segurança dos participantes dos testes.

Para alguns aspectos da cadeira de rodas, a definição da configuração ideal é feita com base na interação entre segmentos corporais do usuário e a estrutura do equipamento. Nestes casos, há a necessidade de visualizar o usuário em uso da cadeira de rodas para realizar medidas e definir ajustes. Especificamente, as medidas para dimensionamento do assento, bem como a posição deste em relação ao eixo da roda traseira, requerem a presença do usuário na cadeira de rodas para a definição da configuração ótima.

Todas as medidas dependentes da interação com o usuário foram determinadas de acordo com dados antropométricos com medidas representativas de 50% da população brasileira. Para a simulação da interação entre usuário e equipamento, foi utilizado um modelo virtual (“*dummy*”) em 3D, cujos segmentos corporais podem ser movimentados através e suas respectivas articulações em ambiente virtual através do software de CAD *Solid Edge ST5* (Siemens PLM Software, Plano, TX, USA). O modelo foi desenvolvido com base nos dados antropométricos apresentados no trabalho de Felisberto (1994), que desenvolveu um modelo humano em escala para verificação ergonômica de um equipamento industrial. O autor criou o modelo a partir de seis levantamentos antropométricos, nacionais e internacionais. Tal abordagem foi necessária pois os estudos não apresentavam as medidas de todas as variáveis necessárias. Assim, a integração destes dados antropométricos gerou um modelo humano representativo de 50% da

população (FELISBERTO, 1994). Estes dados foram utilizados no desenvolvimento do modelo virtual, apresentado na Figura 30.

Figura 30. Medidas principais do modelo antropométrico virtual “dummy”, vistas lateral direita e frontal.

3.1.1.1 Profundidade do Assento

A profundidade de assentos para cadeiras de rodas ultraleves de estrutura rígida (monobloco) apresenta variabilidade entre 12" a 22", em incrementos a cada 1" (MOBILITYBASICS, 2013). Segundo Cherubini e Melchiorri (2012), a medida da profundidade do assento deve ser determinada de tal forma que o limite anterior do assento esteja distanciado 40 mm da fossa poplítea. A profundidade do assento exerce influência sobre dois importantes aspectos da postura sentada em cadeira de rodas: a distribuição de pressão na região dos glúteos e posterior de coxa, e o posicionamento pélvico. No caso de o assento estar muito comprido, exercerá pressão sobre a face posterior do joelho do usuário, causando incômodo, e deixando os joelhos em posição de maior extensão. A postura sentada com os joelhos em maior extensão faz com que os músculos posteriores da coxa tracionem a pelve posteriormente, deixando-a em posição de retroversão. Este posicionamento pélvico

induz o tronco ao colapso, eliminando as bases para uma postura de tronco ereta, e facilitando a instalação de deformidades da coluna no plano sagital. Por outro lado, a profundidade do assento, quando excessivamente curta, aumenta a pressão nos pontos de contato em consequência da redução da área de apoio para glúteos e região posterior de coxa. Assim, expõe o usuário a um risco ainda mais elevado de formação de úlceras de pressão.

3.1.1.2 Largura do Assento

A maioria dos modelos de cadeira de rodas da categoria ultraleve de estrutura rígida (monobloco) tamanhos padrões que vão desde 12" to 22", permitindo ainda a customização do equipamento de acordo com a estrutura corporal do indivíduo (MOBILITYBASICS, 2013). A partir da análise das consequências das duas situações extremas possíveis, isto é, assento muito largo e muito estreito, compreende-se a importância de oferecer as dimensões adequadas para cada indivíduo. Quando o assento é muito estreito para determinado usuário, as principais consequências são o desconforto e a lesão da pele por compressão nas bordas laterais do assento, o que pode facilmente acontecer em indivíduos com lesão da medula espinal com alteração da sensibilidade. Por outro lado, o assento excessivamente largo não oferece o suporte postural adequado para a pelve e tronco, favorecendo o desenvolvimento de desvios da coluna no plano frontal (escolioses), além de dificultar a propulsão manual e aumentar o risco de lesão nos membros superiores por exigir do usuário abdução excessiva dos ombros para impulsionar os aros propulsores.

Segundo Cherubinni e Melchiorri (2012), a largura ideal do assento deve apresentar folga 10 mm, em cada lado, entre o trocanter maior do fêmur e o limite lateral do assento. Desta forma, obtém-se a estabilidade postural necessária e a manutenção da integridade da pele. É importante que o assento tenha a largura mais estreita possível, sem expor a pelve, nádegas e coxas a pressões que podem comprometer a integridade dérmica. Quanto mais estreito o assento, mais estreita é a cadeira de rodas. Nesta condição, o usuário consegue ter maior agilidade na locomoção, principalmente tendo maior facilidade nas mudanças de direção, devido

à diminuição do raio do equipamento e, conseqüentemente, redução do momento de inércia.

3.1.1.3 Inclinação do Assento

Durante a prescrição e/ou adequação da cadeira de rodas, muitos profissionais tem recomendado à usuários de cadeiras manuais que apresentem controle de tronco deficiente que configurem seus equipamentos com o assento com inclinação posterior, ou seja, a parte traseira do assento é posicionada inferior à borda anterior, numa diferença vertical entre as duas partes de até 102 mm, sem alterar a posição do encosto para as costas (MAURER; SPRIGLE, 2004). Este tipo de configuração auxilia na manutenção do equilíbrio durante a propulsão manual, especialmente quando se locomove em aclives, além de favorecer o alcance funcional, ao permitir maior deslocamento do tronco para a frente. Além disso, a inclinação posterior do assento permite que um indivíduo sem musculatura para-espinhal intacta mantenha-se em uma postura de tronco mais ereta sem comprometer o equilíbrio (MAURER; SPRIGLE, 2004). O estudo de Giner-Pascual et al. (2011) demonstrou que usuários de cadeira de rodas com assento em ângulo reto desenvolvem mais anormalidades de ombro do que aqueles que usam o assento em ângulo agudo. Isto é altamente relevante, uma vez que as lesões de ombro são potencialmente incapacitantes para usuários de cadeiras de rodas, que dependem de seus membros superiores para a locomoção.

Para indivíduos com controle de tronco acometido, sentar-se com cifose lombar e, conseqüentemente, inclinação pélvica posterior possibilita aumentar a base de suporte e, desta forma, a estabilidade na posição sentada. Entretanto, tal posicionamento expõe o usuário ao risco de lesões dérmicas, pois o sacro torna-se mais proeminente (HOBSON; TOOMS, 1992) e impõe à pelve a tendência a deslizar-se sobre o assento, aumentando o estresse sobre o tecido dérmico. Estudos estimam que 50% a 85% de indivíduos com lesão da medula espinhal desenvolvem úlcera de pressão durante o curso da vida (RICHARDSON; MEYER, 1981; YOUNG et al., 1982; SALZBERG et al., 1996). O mau posicionamento sentado tem sido indicado como fator de risco associado à formação de úlceras de

pressão (ZACHARKOW, 1988). Desta forma, a indicação do assento com inclinação posterior visa proporcionar ao usuário suporte adequado e estável para a pelve, melhorando assim o equilíbrio e alcance funcional.

Apesar dos benefícios da inclinação do assento serem conhecidos e seu uso indicado por muitos profissionais, existe o receio de expor o usuário a um risco elevado de desenvolvimento de úlceras de pressão, acreditando que a flexão de quadril aumentada elevaria a pressão nas tuberosidades isquiáticas. O estudo de Maurer e Sprigle (2004) propôs-se a investigar o efeito da inclinação do assento na pressão sobre o assento. Os resultados não sustentaram a relação de que maiores inclinações do assento aumentam as pressões na interface entre glúteos e o assento. A pressão máxima sobre os glúteos não apresentou diferença entre as variações de ângulos de inclinação. Surpreendentemente, o aumento na inclinação do assento reduziu a carga relativa na tuberosidade isquiática, enquanto o assento não inclinado proporcionou a maior pressão e menor distribuição homogênea da pressão sobre a interface. A área de contato foi maior com o assento em ângulo reto e inclinado a 6,8° (ou 51 mm de desnível) do que com o assento com a maior angulação (13,8° ou 102 mm). Com base nos resultados, os autores afirmam que a inclinação no assento parece posicionar o peso corporal mais distante das tuberosidades isquiáticas, e mais próximo das coxas. Esta alteração é altamente desejável, pois reduz a pressão nas áreas de maior risco de formação de úlceras (sacro e tuberosidades isquiáticas) e auxilia no posicionamento estável da pelve minimizando o deslizamento, uma vez que o apoio nas coxas atua como uma barreira freando o deslizamento pélvico. Assim, sob o ponto de vista da prevenção de úlceras de pressão, o assento com ângulo de 6,8° (desnível de 51 mm) parece ser a melhor opção de inclinação.

3.1.1.4 Altura do Assento em Relação ao Eixo da Roda Traseira

A altura do assento é parte importante na relação do usuário com a cadeira de rodas manual, uma vez que determina o contato das mãos ao aro de propulsão durante a impulsão. Quando o assento é excessivamente alto, o usuário consegue manter contato com o aro através de um pequeno ângulo, o que exige aumento da frequência de toques para compensar os toques curtos. Por outro lado, o assento excessivamente baixo expõe os ombros à posições extremas e potencialmente

danosas, ao considerarmos o caráter repetitivo da atividade de propulsão manual (VAN DER WOUDE et al., 1989).

A definição da altura do assento é feita, na maior parte dos estudos, com base no ângulo do cotovelo com o indivíduo sentado em posição imóvel, com as mãos na posição mais alta do aro de propulsão, sendo 180° a extensão total do cotovelo (VAN DER WOUDE et al., 2009) (Figura 31). Os estudos de van der Woude et al. (1989, 1990) e Mejis et al. (1989) demonstraram que a altura ótima do assento é aquela na qual o ângulo do cotovelo está entre 100° a 120° , uma vez que proporciona maior eficiência mecânica com menor frequência cardíaca e consumo de oxigênio. Corroborando com estes estudos, van der Woude et al. (2009) demonstraram que assentos posicionados mais inferiormente (ângulo de cotovelo de 80° a 90°) são claramente menos eficientes, enquanto que angulações entre 100° a 130° apresentaram o melhor desempenho, com efeitos significantes no pico de fração de força efetiva, pico de força total, e parâmetros cardiorrespiratórios. Estes resultados estão de acordo com o documento “Preservação da Função dos Membros Superiores Após Lesão da Medula Espinal: Diretrizes para a Prática Clínica para Profissionais da Saúde” produzido pela *Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine* (2005), que recomenda “posicione o eixo das rodas traseiras de tal forma que quando a mão é colocada na posição mais alta do aro, o ângulo entre o braço e o antebraço esteja entre 100 e 120 graus”.

Figura 31. Ângulo do cotovelo (θ): parâmetro para ajuste da altura do assento em relação ao eixo da roda. (Modificado de: PARALYZED VETERANS OF AMERICA CONSORTIUM FOR SPINAL CORD MEDICINE, 2005).

Boninger et al. (2000) utilizaram como referência as distâncias vertical e horizontal do eixo da roda traseira para o ombro (acrômio) para estudar a influência

de diferentes posições das rodas na biomecânica da propulsão manual. O estudo demonstrou que quanto maior a distância vertical entre o ombro e o eixo, menor é o ângulo de toque, o que faz com que o usuário aumente a frequência de toque para manter a velocidade. Com efeito, Richter et al. (2001) encontrou aumento na frequência de toque com assentos em posição mais elevada. O estudo de Wei et al. (2003) apresenta resultados similares, ao relacionar posições mais elevadas do assento com redução do tempo de toque no aro e consequente aumento do tempo de oscilação dos membros superiores.

O comportamento das articulações durante a propulsão manual também é influenciado pela altura do assento. Gorce e Louis (2012) verificaram que as amplitudes de flexão-extensão de ombro, rotação axial de ombro, flexão-extensão de cotovelo e punho diminuem quando a altura do assento aumenta.

Considerando que as forças aplicadas ao aro e as amplitudes articulares próximas do limite são fatores de risco para a lesão de membros superiores, a diminuição dos ângulos articulares decorrente da elevação do assento parece ser benéfica para usuários de cadeira de rodas. No entanto, a elevação do assento também causa aumento da frequência de toque, podendo elevar o risco de lesões (BONINGER et al., 2005).

3.1.1.5 Altura do Encosto

A altura do encosto de uma cadeira de rodas influencia tanto a postura do usuário quanto a movimentação dos membros superiores durante a propulsão manual. Num projeto de cadeira de rodas, tais aspectos são contrapostos, se considerarmos as situações extremas: enquanto encostos mais altos oferecem maior suporte, limitam a livre movimentação dos membros superiores; por outro lado, encostos mais baixos dão liberdade aos membros superiores, porém oferecem suporte insuficiente para as costas. Sob a perspectiva de uma prescrição individualizada, o encosto deve ter a menor altura possível que ofereça liberdade de movimento e suporte adequado, estável e confortável para o usuário.

Yang et al. (2012) estudaram o efeito da altura do encosto na biomecânica da propulsão manual, e encontraram resultados significativos demonstrando que encostos mais baixos permitiram maior amplitude de movimento de ombro, ângulo de toque e tempo de impulsão aumentados, e cadência reduzida, tanto em

propulsão plana quanto em plano inclinado (active). Os autores investigaram duas alturas de encosto: 406 mm sendo a máxima; e a mínima sendo 50% do comprimento do tronco de cada participante, não podendo ser menor do que 200 mm. Apesar dos importantes resultados referentes à cinemática, não foi encontrado efeito da altura do encosto na cinética da propulsão, ou seja, as forças aplicadas ao aro. Os autores concluem que a utilização de um encosto de altura menor do que 406 mm propiciou a usuários de cadeira de rodas manual mais liberdade no movimento dos braços, com ângulos de toque aumentados e cadência diminuída, e que esta simples modificação em cadeiras de rodas poderia ajudar na redução do risco de desenvolvimento de lesão nos membros superiores.

Cherubini e Melchiorri (2012) afirmam que, para indivíduos com menor controle de tronco, a altura do encosto deve ser tal que seu limite superior esteja aproximadamente 20 mm abaixo do ângulo inferior da escápula. Para pacientes com melhor controle de tronco ou se o assento permitir (inclinação do assento) a utilização de um encosto baixo, a referência superior deve ser a região lombar, para facilitar a propulsão.

3.1.1.6 Inclinação do Encosto

A definição da inclinação ótima do encosto em relação ao assento deve ser feita considerando alguns aspectos da interação do usuário com a cadeira de rodas. Primeiramente, é importante manutenção da estabilidade do conjunto usuário-equipamento nas diversas condições de locomoção experimentadas por ele em sua rotina diária. Quando maior a inclinação posterior do encosto, maior será o peso posterior que recai posteriormente ao eixo da roda traseira, aumentando a tendência à queda. Esta situação torna-se ainda mais perigosa quando a locomoção acontece em aclives ou rampas. A inclinação do encosto, quando configurada de forma errônea, mantém o usuário em constante condição de desequilíbrio, exigindo atividade muscular contínua para a manutenção da postura. O usuário então faz uso de compensações posturais para conseguir um posicionamento de repouso muscular, geralmente conseguido ao deslizar a pelve anteriormente no assento. Apesar de resolver o problema momentâneo, tais compensações acarretam mal posicionamento de segmentos corporais, podendo levar a deformidades, úlceras de

pressão e limitações funcionais. Além disso, as compensações posturais afetarão a maneira com a qual o usuário aplica forças no aro para locomover-se, podendo tornar a propulsão manual menos eficiente, exigindo maiores esforços e expondo os membros superiores a um risco elevado de lesões. A inclinação do encosto deve, portanto, ser pautada em quatro aspectos principais: estabilidade, conforto, atividade dos membros superiores durante a propulsão manual e campo visual. Este último especialmente importante para usuários de cadeira de rodas manual, cuja postura em repouso na cadeira deve manter os olhos alinhados com o horizonte, oferecendo campo visual adequado para locomover-se e interagir com o ambiente.

Alguns estudos oferecem evidências que auxiliam na definição da inclinação ótima para o encosto. Park e Jang (2011) avaliaram o efeito da inclinação do encosto na pressão sobre a tuberosidade isquiática e região sacrococcígea, duas áreas de proeminências ósseas suscetíveis de formação de úlcera de pressão. Os achados demonstram que, apesar de maiores angulações a partir da posição ereta (90°) reduzirem a pressão na tuberosidade isquiática, há concomitante aumento nos picos de pressão da região sacrococcígea. Desta forma, a prevenção de úlcera de pressão não pode ser o aspecto determinante na definição do ângulo do encosto. O estudo de Desroches et al. (2006) demonstrou que a alteração do ângulo do assento (0°, 5° e 10°) e o ângulo do encosto (95°, 100° e 105°), enquanto mantendo constante a posição do eixo da roda em relação ao ombro do usuário, não alterou significativamente as cargas impostas ao ombro durante a propulsão manual, em uma população de idosos. Os autores sugerem que a configuração do ângulo do encosto na cadeira de rodas pode ser feito com base no conforto percebido pelo usuário em cada posição e na melhor modulação de pressão na interface do assento.

3.1.1.7 Posição da Roda Traseira no Sentido Ântero-posterior

A posição antero-posterior das rodas traseiras em relação ao assento influencia dois importantes aspectos da mobilidade em cadeira de rodas: a estabilidade e a propulsão manual. Estas características, quando se objetiva a configuração ideal do equipamento, são antagônicas. A roda posicionada no extremo posterior proporciona estabilidade, porém diminui o contato das mãos ao aro, resultando num menor ângulo de toque. Por outro lado, a roda posicionada

anteriormente oferece amplo contato para as mãos, favorecendo o maior ângulo para o toque, porém compromete a estabilidade posterior, facilitando a queda para trás, principalmente em aclives. Ambas as situações podem representar a melhor opção, se observadas as necessidades dos usuários de forma individualizada. Pacientes paraplégicos ativos normalmente configuram suas cadeiras de rodas com as rodas traseiras posicionadas mais anteriormente, enquanto pessoas com maior limitação funcional utilizam as rodas mais posteriormente. Portanto, a determinação da posição ideal das rodas deve ser pautada no equilíbrio entre a estabilidade e a propulsão manual, além de considerar a percepção de conforto e segurança do usuário.

Gorce e Louis (2012) demonstraram que diferentes posições das rodas traseiras influenciam a cinemática da propulsão manual. Os resultados indicam que posições mais anteriores das rodas permitem maior amplitude de contato com o aro propulsor, além de aumentar as amplitudes de movimento de flexão e extensão de ombro, cotovelo e punho, desvio ulnar e radial de punho e pronação e supinação de antebraço. Segundo os autores, maiores amplitudes de movimento podem ser correlacionadas com maior eficiência da propulsão manual. Além disso, Boninger et al. (2005) afirmam que o aumento na amplitude de movimento dos membros superiores implica menor cadência e menores forças aplicadas no aro, o que resulta numa diminuição do risco de lesões musculoesqueléticas. O posicionamento mais anterior das rodas e assentos mais baixos é indicado como mais eficientes para o uso na vida diária e recreativa (COOPER, 1990; MASSE et al., 1992; PARALYZED VETERANS OF AMERICA CONSORTIUM OF SPINAL CORD MEDICINE, 2005).

Boninger et al. (2000) estudaram a influência da distância vertical e horizontal do eixo das rodas em relação aos ombros na biomecânica da propulsão manual de usuários de cadeiras de rodas utilizando nos testes suas próprias cadeiras. Os resultados demonstraram que o eixo da roda posicionado mais anteriormente em relação ao assento reduz a frequência de toque e a força para propulsão, enquanto aumenta o ângulo de contato das mãos ao aro em cada toque. A redução da força pode ser explicada, em parte, pela menor resistência ao rolamento. De acordo com Brubaker (1986), quanto mais peso é colocado sobre as rodas traseiras, menor a resistência ao rolamento.

Em suma, o estudo de Boninger et al. (2000) demonstra que o posicionamento mais anterior da roda oferece melhor biomecânica para a propulsão.

Além disso, reduz o raio de giro e, desta forma, facilita a realização de manobras com a cadeira de rodas, e diminui a tremulação nas pequenas rodas dianteiras. No entanto, o eixo posicionado mais anteriormente afeta a estabilidade, o que pode ajudar o usuário a empinar a cadeira para ultrapassar obstáculos, porém expõe o usuário a um risco de queda com o equipamento tombando para trás. Desta forma, a posição mais adequada com relação à posição antero-posterior do eixo das rodas traseiras é aquela em que a roda está o mais à frente possível e a estabilidade do usuário é garantida.

3.1.1.8 Cambagem

A cambagem das rodas traseiras refere-se à inclinação das rodas no plano frontal de tal forma que o ápice das rodas estão mais próximos um do outro do que na base, onde as rodas tocam o solo. Esta configuração das rodas é comumente utilizada na configuração de cadeiras esportivas tais como basquetebol e tenis sobre rodas, tem sido empregada também na locomoção diária (Figura 32). Os benefícios da cambagem relacionam-se com a maior estabilidade lateral da cadeira devido à redução do momento de giro e aumento da base de suporte, proteção das mãos contra traumas, uma vez que a roda da cadeira toca o chão em posição mais aberta com relação à posição das mãos nos aros propulsores, aumento da velocidade de giro e melhora no conforto, pois o usuário toca o aro em uma posição mais próxima de seu corpo, evitando abdução excessiva e potencialmente danosa dos ombros (TOMLINSON, 2000; VEEGER et al., 1989; PERDIOS et al., 2007; TRUDEL et al., 1997). No entanto, a cambagem nas rodas traseiras aumenta as dimensões da cadeira em sua base, o que pode dificultar a mobilidade e acesso em corredores e portas estreitas.

Figura 32. Cadeira de Rodas para esporte, com cambagem das rodas traseiras. (Fonte: http://www.melrosewheelchairs.com/index.php?main_page=page&id=4)

Alguns estudos foram realizados com o objetivo de compreender os efeitos da cambagem na biomecânica, fisiologia, cinética e cinemática da propulsão manual e identificar, desta forma, o grau de cambagem que oferece maiores benefícios. Veeger et al. (1989) e Perdios et al. (2007) não encontraram alterações fisiológicas (cardiopulmonares) durante a propulsão manual em cadeira de rodas com cambagens variando de 0° a 9° . De acordo com o estudo de Tsai et al. (2012), a cambagem das rodas traseiras afeta a técnica de propulsão utilizada e a amplitude de movimento dos membros superiores. Os autores relatam que diferentes graus de cambagem de 0° a 15° não afetaram os ângulos articulares dos ombros, porém a amplitude de movimento e o pico de angulação dos cotovelos aumentaram quando utilizou-se cambagem de 15° , em comparação à 0° . A cambagem de 15° também diminuiu significativamente o desvio radial e aumentou o desvio ulnar do punho. A redução do primeiro é justificada pelo fato de que a cambagem de 15° diminuiu o ângulo de contato inicial com o aro (em relação à linha vertical passando sobre o eixo da roda), enquanto o aumento do desvio ulnar ocorreu porque o ângulo de toque foi maior.

Os parâmetros têmporo-espaciais também são afetados pela alteração na cambagem das rodas traseiras. Quando propulsionando a cadeira de rodas a uma

velocidade constante, a aceleração média foi significativamente maior com a cambagem de 15°, em relação à cambagens de 0° a 9° (TSAI et al., 2012). Segundo os autores, tal alteração pode estar relacionada ao aumento da resistência ao rolamento quando utilizada cambagem maior do que 9°, conforme demonstrado nos estudos de Faupin et al. (2004). No entanto, Vegger et. al. (1989) demonstraram redução da resistência ao rolamento quando a cambagem foi alterada de 0° para 9°. O ponto crítico para o aumento da resistência ao rolamento parece, desta forma, ser representado por graus de cambagem maiores que 9°. A consequência imediata do aumento da resistência ao rolamento é a diminuição da velocidade média. Assim, para manter a velocidade média, os usuários precisam aumentar a aceleração média para manter a velocidade estável, conforme demonstrado por Tsai et al. (2012).

Desta forma, de acordo com os estudos apresentados acima, a cambagem ideal de uma cadeira de rodas para uso diário deve ser próxima, porém menor, de 9°, pois acima deste valor há aumento da resistência ao rolamento (FAUPIN et al., 2004). Considerando ainda os benefícios na estabilidade do equipamento com o uso da cambagem, Perdios et al. (2007) apontam 6° como inclinação ótima das rodas traseiras, sendo esta a mais adequada em termos de estabilidade em planos lateralmente inclinados, conforto das mãos no aro de propulsão, dirigibilidade e preferência geral entre usuários de cadeira de rodas manuais.

3.1.1.9 Material para a Estrutura da Cadeira de Rodas

Os materiais mais utilizados em quadros de cadeira de rodas são alumínio e aço. Dentre as cadeiras de rodas manuais ultraleves, o alumínio (SAE 6061-T6) é o material mais comumente utilizado, pois apresenta o melhor custo benefício, possui maior relação resistência-peso do que o aço, e não requer técnicas e equipamentos de manufatura especializados (LIU et al., 2010). Mais recentemente, dois outros materiais passaram a ser utilizados na produção de quadros de cadeira de rodas: o titânio e a fibra de carbono. O titânio possui maior relação resistência-peso do que o alumínio, e tem propriedades avançadas de absorção de choques e vibrações. No entanto, é consideravelmente mais caro do que o alumínio, além de requerer equipamentos e técnicas especializadas para formação, usinagem e soldagem

(DIGIOVINE et al., 2006). Assim como o titânio, a fibra de carbono possui uma relação resistência-peso muito maior do que o alumínio e o aço. Além disso, suas fibras podem ser orientadas de forma a aumentar a rigidez do material em determinada direção, enquanto aumenta a flexibilidade em outra direção. Suas limitações estão relacionadas ao alto custo, dificuldade em usinagem e impossibilidade de soldagem. DiGiovine et al. (2006) afirma que é especialmente difícil inserir furos e alívios em uma estrutura de fibra de carbono pois reduz a resistência do material, dificultando o preparo do quadro para encaixe dos demais componentes da cadeira de rodas. Porém, é possível prevê-los em seu projeto e fabricação.

As cadeiras de rodas manuais ultraleves são indicadas como as mais adequadas para usuários ativos, conforme as diretrizes do *Paralyzed Veterans of America Consortium of Spinal Cord Medicine* (2005). O documento aponta que o peso reduzido destes equipamentos auxilia na preservação da função dos membros superiores ao reduzir a força necessária para propulsionar a cadeira. Além disso, são mais leves, mais duráveis e ajustáveis às necessidades específicas do usuário. O estudo de Liu et al. (2010), ao comparar cadeiras de rodas com quadros feitos de alumínio e titânio, demonstrou que o material utilizado não afeta diretamente o desempenho e durabilidade do equipamento, e enfatiza que o projeto apropriado às condições do material e a manufatura adequada da cadeira de rodas são aspectos relevantes na durabilidade e desempenho do equipamento. Apesar dos novos materiais aprimorarem a relação resistência-peso dos quadros de cadeiras de rodas, o baixo custo e a relativa simplicidade na usinagem e soldagem do alumínio o tornam o material mais interessante para utilização no desenvolvimento de uma nova cadeira de rodas.

3.1.1.10 Estrutura do Quadro

O quadro de uma cadeira de rodas é o componente que sustenta e une todos os demais componentes, determinando, desta forma, o tipo de estrutura da cadeira de rodas que resultará desta montagem. Algumas cadeiras mais antigas e de menor desempenho são fabricadas com quadros de aço, enquanto cadeiras de peso leve utilizam quadros de alumínio, e cadeiras ultra leves podem ser feitas tanto de alumínio quanto de titânio. Sob a perspectiva da mobilidade, quanto mais leve o

quadro, menor o esforço necessário para propulsionar. Ainda, quanto mais rígido o quadro, menor será a ocorrência de flexões nas estruturas, resultando em menor dissipação de energia através da estrutura e mais facilidade para a propulsão (MOBILITYBASICS, 2013).

Atualmente, duas diferentes estruturas de quadro são disponíveis em cadeiras de rodas, cada qual oferecendo benefícios e limitações, que devem ser considerados no momento da escolha do equipamento. Os quadros com estrutura dobrável são reconhecidamente os quadros mais comumente utilizados, devido à sua capacidade de ter seu tamanho reduzido para armazenamento e transporte da cadeira de rodas. Nestes, as molduras laterais são unidas por barras que são unidas ao se cruzarem no centro da estrutura, tomando a aparência de um “X” (Figura 33).

Figura 33. Estrutura de quadro dobrável em “X”. (Modificado de: www.mobilitybasics.com/frames.php)

De forma diferente aos quadros dobráveis, a estrutura rígida dos quadros monoblocos é determinada por barras retas unindo as partes laterais do quadro (Figura 34). Assim, a estrutura é soldada em uma peça única, eliminando as flexões que ocorrem no quadro montado em estrutura dobrável. Os quadros rígidos são, desta forma, mais resistentes e leves do que os quadros dobráveis, e são, por esta razão, utilizados em modalidades de esporte adaptado, tais como o basquetebol e tênis em cadeira de rodas.

(a)

(b)

Figura 34. Cadeira de Rodas com quadro em estrutura rígida: (a) vista lateral; (b) vista posterior.

3.1.1.11 Tipo de Roda

O tipo de roda de uma cadeira de rodas exerce influência tanto na facilidade de locomoção quanto no conforto do usuário. Da mesma forma que o quadro de cadeira de rodas, o projeto de uma roda deve buscar atender às necessidades de manutenção da resistência e durabilidade para o uso seguro, além de reduzir ao máximo o peso da roda. Durante a propulsão manual, rodas com peso leve diminuem o momento de inércia da cadeira, permitindo aceleração mais rápida e maior facilidade nas mudanças de direção (HUGHES et al., 2005). No entanto, apesar de os usuários apontarem maior conforto na propulsão a roda mais leve, o estudo de Hughes et al. (2005) não encontrou diferenças na propulsão manual com dois pares de rodas que diferem em 0,6 kg, com relação ao gasto energético do usuário durante a realização de um protocolo de movimentos com a cadeira de rodas.

Tradicionalmente, as rodas têm sido produzidas tanto com material plástico com 6, 8 ou até 12 raios, quanto em aço. Nos últimos anos, têm surgido projetos de rodas feitas em fibra de carbono, oriundos do mercado de bicicletas. Além da redução do peso, as rodas em fibra de carbono reduzem a transmissão de vibração

para o corpo do usuário (DIGIOVINE et al., 2006). Para Hughes et al. (2005), a redução da vibração é benéfica aos usuários, uma vez que a vibração corporal pode causar desconforto, interferência nas atividades e a ocorrência de distúrbios do movimento tais como náuseas, tontura e fadiga, além de ser um estímulo nocivo que pode exacerbar a hipertonidade muscular e a dor.

3.1.1.12 Tipo de Pneu

De acordo com Kwarciak et al. (2009), um dos aspectos mais importantes a serem considerados na escolha de pneus para cadeira de rodas é a resistência ao rolamento, definida como a força em oposição ao movimento de um pneu enquanto este rola sobre uma superfície. Assim, a principal causa de resistência ao rolamento é a deformação inelástica dos materiais que compõem o pneu e/ou a superfície. Esta deformação é determinada por vários fatores, dentre eles: configuração geométrica do pneu, composição do material, peso sobre o pneu e interações com a superfície. Os pneus com enchimento a ar proporcionam maior absorção de impacto e vibração, e oferecem maior conforto (GORDON et al., 1989). No entanto, os pneus maciços ainda são comumente utilizados por muitos usuários de cadeira de rodas, possivelmente por exigirem relativamente nenhuma manutenção e/ou substituição, e não apresentarem risco de ocorrência de furos e esvaziamento do pneu (KWARCIK et al., 2009). Considerando a resistência ao rolamento como o aspecto do pneu que mais influencia a mobilidade, os pneus com enchimento a ar reduzem significativamente tal resistência em comparação aos pneus maciços (KWARCIK et al., 2009). Desta forma, o projeto de uma cadeira de rodas com o objetivo de melhorar a mobilidade deve utilizar pneus com enchimento a ar.

3.1.1.13 Pequenas Rodas Dianteiras com Rodízio (“casters”)

Representando dois dos quatro pontos de contato entre a cadeira de rodas e o solo, as pequenas rodas dianteiras são parte importante do equipamento, e influenciam a estabilidade, resistência ao rolamento e dirigibilidade, especialmente

quando há mudança de direção. Em geral, possuem variação de tamanho de 76,2 mm a 203,2 mm (3" a 8") de diâmetro, sendo mais comumente encontrada com 152,4 mm (6") ou menor. Nas rodas de maior diâmetro (152,4 mm a 203,2 mm), há a opção de pneus com enchimento a ar (MOBILITYBASICS, 2013). Apesar de as rodas pneumáticas diminuírem a resistência ao rolamento, seu uso é menos comum, pois exige controle da pressurização de ar e maior cuidado na manutenção, quando comparadas à simplicidade das rodas maciças de material polimérico.

DiGiovine et al. (2006) apontam três importantes aspectos do conjunto rodas dianteiras e garfos: liberdade em relação aos outros componentes, tipo de pneu e transmissão de choques e vibrações ao usuário. De acordo com os autores, a "liberdade" em relação aos outros componentes é uma questão de geometria, tratada pelo tamanho e localização do conjunto garfo e roda dianteira. O tamanho das rodas, entretanto, afeta a resistência ao rolamento: quanto menor o tamanho, maior a resistência. Desta forma, é importante posicionar a maior parte do peso do usuário sobre as rodas traseiras (DiGiovine et al., 2006).

Finalmente, a transmissão de impacto e vibração ao usuário representa um aspecto importante das rodas pequenas, devido ao seu pequeno diâmetro e sua composição maciça. DiGiovine et al. (2006) afirmam que materiais de amortecimento passivo tem sido utilizados dentro do mecanismo do garfo, com o objetivo de absorver choques e vibrações e impedir a transmissão para o quadro da cadeira e, conseqüentemente, ao usuário. Segundo os autores, tanto cuidadores que empurram a cadeira de seus pacientes quanto os próprios usuários têm indicado uma importante redução na percepção de vibração e choque transmitidos quando estes materiais de amortecimento passivo são utilizados no mecanismo do garfo. Além disso, Cooper et al. (2003) demonstraram que a suspensão nos garfos dos *casters* são mais eficientes na redução da vibração do que as suspensões no assento, o que evidencia a importância de configurar-se adequadamente os *casters* e seus garfos.

Outro aspecto importante relaciona-se aos *casters*: a posição destes, numa vista sagital (direção anterior posterior), em relação às rodas traseiras. Sob a perspectiva da estabilidade, quanto maior esta distância, mais estável é o equipamento. Porém, maior será o comprimento da cadeira e, conseqüentemente, as curvas e giros com a cadeira serão dificultadas devido ao raio aumentado. Portanto, considerando facilitar a mobilidade, é importante que as alterações de

direções do movimento sejam feitas com a maior agilidade e menor esforço possível, uma vez que tais manobras fazem parte da locomoção diária de todos os usuários de cadeira de rodas. Dentro desta perspectiva, o posicionamento ideal dos *casters* pode ser definido como a posição mais próxima possível das rodas traseiras sem que a estabilidade seja comprometida. Segundo a norma NBR – ISO 7176-7 (2009), o menor comprimento (definido como a distância horizontal entre a parte mais posterior da roda traseira e o limite anterior do apoio de pés) de uma cadeira de rodas para adulto é de 900 mm. Portanto, esta medida será a referência para a definição da posição dos *casters*.

3.1.1.14 Apoio para os pés

O apoio para os pés é um componente altamente relevante na cadeira de rodas, e sua configuração junto ao equipamento influencia aspectos importantes da interação entre o usuário e sua cadeira, apesar de não impactar diretamente a propulsão manual. As consequências da configuração inadequada do apoio para os pés podem ser altamente danosas, tais como a formação de úlceras de pressão, o aumento da hipertonia muscular (em pacientes que apresentam tal característica), instabilidade postural e encurtamento da musculatura da panturrilha. Desta forma, a configuração do apoio para os pés em uma cadeira de rodas deve ser feita considerando duas principais características: sua capacidade de oferecer um apoio firme e estável aos pés, e sua altura em relação ao assento.

A rigidez e estabilidade são necessárias para que os membros inferiores permaneçam estáveis e seguros durante toda a locomoção. Devido ao acometimento da sensibilidade dos membros inferiores presente em indivíduos paraplégicos ou tetraplégicos por lesão da medula espinhal, um apoio de pés instável pode facilitar traumatismos destes com o solo quando a cadeira está em movimento. Além disso, a hipertonia (espasticidade) muscular comumente encontrada nesta população, se associada a um apoio inadequado para os pés, pode ser agravada, tanto com o aumento da hipertonidade, quanto com a ocorrência de espasmos e clônus muscular, duas complicações que comprometem o posicionamento e o conforto do usuário em sua cadeira.

A altura do apoio para os pés em relação ao assento influencia diretamente a pressão da região glútea e posterior de coxa no assento, o posicionamento pélvico e

a estabilidade postural do usuário. Quando o apoio de pés está excessivamente baixo, a pressão na região distal da coxa (no limite anterior do assento) é aumentada e os pés, sem apoio, induzem o tornozelo à postura de flexão plantar, favorecendo o encurtamento dos músculos da panturrilha. Sem o suporte adequado à sua frente, o usuário tem sua capacidade de alcance anterior limitada pela instabilidade e risco de queda para a frente (KIRBY et al., 1989). Por outro lado, quando o apoio para os pés está posicionado inadequadamente mais elevado, a parte distal das coxas não é apoiada pelo assento, o que resulta num aumento da pressão sobre as nádegas, com maior risco de formação de úlceras de pressão. Além disso, os joelhos em posição mais elevada fazem a pelve rodar posteriormente (retroversão pélvica), o que resulta numa maior flexão de tronco e o comprometimento da postura ereta de tronco. Os apoios para os pés devem ser configurados de tal forma que, em posição relaxada, as coxas estejam posicionadas paralelamente, sem que os joelhos fiquem em contato um ao outro ou afastem-se excessivamente em abdução de quadril. Ambas as situações comprometem a postura de tronco e podem induzir a formação de úlceras de pressão nas faces medial e lateral dos joelhos. Ressalta-se, entretanto, que o bom alinhamento das coxas é também função do assento e almofada.

A localização do apoio para os pés com relação às rodas traseira influencia a tanto os aspectos mecânicos quanto a dinâmica da cadeira de rodas em movimento. Por ser o componente da cadeira localizado mais à frente, sua localização determina o comprimento da cadeira e, desta forma, a distribuição de massa do equipamento. Além disso, determina o ângulo de flexão dos joelhos e, em consequência, a postura do usuário. As variáveis diretamente influenciadas pela posição do apoio de pé são o Centro de Massa do conjunto cadeira e usuário, a estabilidade, a resistência ao rolamento e o momento de inércia (MACPHEE et al., 2001; BRUBAKER, 1986). Para o usuário, a alteração destas variáveis pode determinar a estabilidade e a facilidade para propulsionar a cadeira de rodas.

O ângulo de flexão dos joelhos pode ser utilizado como parâmetro para o melhor posicionamento do apoio de pés em relação às rodas traseiras. A maioria dos usuários de cadeira de rodas utiliza o apoio de pés em uma posição tal que a articulação do joelho forma um ângulo entre 60° e 90°, sendo 0° a posição de extensão completa (AXELSON et al., 1998). Cadeiras de rodas para a prática de alguns esportes adaptados e recentemente cadeiras ultraleves têm possibilitado

angulação de joelho mais aguda do que 90°. MacPhee et al. (2001) investigaram o efeito de duas diferentes angulações de joelho (0° e 120°) nos aspectos mecânicos e dinâmicos da mobilidade em cadeira de rodas. Em comparação à posição de extensão total (0°), a posição de maior flexão (120°) reduziu o comprimento da cadeira em 39%, o centro de massa foi movido posteriormente em 38%, e a resistência ao rolamento diminuiu em 21%. Os autores sugerem que a redução da resistência ao rolamento é justificada pelo fato de, com os joelhos fletidos, o centro de massa desloca-se posteriormente, estando mais próximo das rodas traseiras e, desta forma, reduzindo o peso sobre os *casters*. Em consequência do maior peso nas rodas traseiras, a tração sobre estas aumentou em 12%, e o momento de inércia foi reduzido em 42%. A redução do momento de inércia interfere diretamente na facilidade em girar sobre o próprio eixo e locomover-se em trajetórias curvas. Os resultados ainda demonstraram que a posição mais fletida (120°) aumentou a velocidade angular em 40% durante giros sobre o eixo vertical (próprio eixo) da cadeira, e os indivíduos relataram a percepção de que esta manobra foi facilitada em 66%, em comparação à posição de extensão total.

De acordo com o exposto acima, a postura dos joelhos em maior flexão favorece a mobilidade geral. Uma vez que o ângulo do joelho é determinado pela posição da coxa e perna, a angulação do assento interfere na postura do joelho. Assim, o ângulo do joelho não deve ser observado isoladamente, mas sim considerando seu efeito na postura global do usuário em relação ao equipamento. Finalmente, o suporte para os pés não deve apresentar inclinação, sendo mantido em posição horizontal paralela ao solo e, portanto, formando um ângulo de 90° com a vertical (CHERUBINI; MELCHIORRI, 2012).

3.1.1.15 Almofada

A almofada compõe, juntamente com o assento e o encosto, a unidade de posicionamento sentado. Sendo a interface de contato entre o usuário e o assento, a almofada desempenha um papel importante na estabilidade e conforto no posicionamento. Desta forma, a composição material, o comportamento elástico, o formato e a dimensão são aspectos importantes a serem considerados na escolha da almofada. O desenvolvimento de uma nova almofada envolve a realização de procedimentos de desenvolvimento e avaliação que, dada a sua complexidade,

justifica a iniciativa de um novo projeto, estando além dos propósitos do presente trabalho. Desta forma, a almofada será um componente da cadeira de rodas que não será desenvolvido neste projeto. No entanto, em vista de sua importância, algumas diretrizes para a seleção de uma almofada adequada serão apresentadas.

O princípio mais importante para o bom posicionamento sentado é a estabilidade da pelve, pois é a base do tronco e, desta forma, determina a postura do usuário (ENGSTROM, 2002). Portanto, o posicionamento estável e correto da pelve deve manter o tronco em uma postura ereta mesmo quando o usuário relaxar seus músculos posturais. Este é um aspecto determinante para os usuários de cadeira de rodas: a postura deve ser mantida ereta mesmo quando em relaxamento. A pelve posicionada em um assento não estável requer do usuário atividade muscular para manter a postura ereta, o que, a longo prazo, leva à fadiga, fazendo com que o usuário assuma posicionamentos de forma a compensar o suporte inadequado, com o risco de desenvolvimento de contraturas e deformidades (ENGSTROM, 2002).

Para que a pelve seja mantida estável e não deslize para frente no assento, algumas medidas podem ser tomadas. Primeiro, e já proposto neste projeto, é o uso de assentos inclinados que induzem a pelve a posicionar-se próximo ao limite posterior do assento. Desta forma, a pelve tem no encosto o suporte estável para manter o tronco em postura ereta. O formato da almofada pode contribuir para o posicionamento adequado da pelve, de forma a impedir o deslizamento para frente. Para isso, a almofada deve apresentar, em uma vista lateral, uma área de depressão na região posterior, para o apoio da pelve (Figura 35). A almofada deve também oferecer suporte para as coxas, de tal forma a manter a pelve posicionada e, assim, favorecer a postura ereta. Além disso, o apoio das coxas é importante para reduzir a pressão sobre a região glútea e minimizar o risco de desenvolvimento de úlceras de pressão.

Figura 35. Almofada em vista lateral: destaque na região posterior rebaixada para impedir o deslizamento da pelve (Modificado de: Engstrom, 2002).

Além do cuidado com o não deslizamento da pelve, o conjunto assento/almofada deve prover posicionamento alinhado das coxas em relação aos respectivos quadris. Em outras palavras, as coxas devem manter posição neutra em relação ao quadril: nem aduzidas, nem abduzidas. Para isto, as almofadas devem apresentar depressões para o apoio das coxas, e uma elevação para manter as coxas devidamente afastadas.

3.2 ARO DE PROPULSÃO

O usuário de uma cadeira de rodas manual controla sua movimentação através da aplicação de força nos aros de propulsão que, por representarem a interface de comando do usuário sobre o equipamento, é um componente importante da cadeira de rodas. A verificação ergonômica do aro de propulsão têm sido realizada, e estudos apontam que o aro convencional, um tubo cilíndrico de aproximadamente 20 mm de diâmetro encontrado na maioria das cadeiras de rodas, é muito pequeno para uma preensão manual firme, segura e confortável (VAN DER WOUDE et al., 2003; DIERUF et al., 2008). Em consequência, muitos usuários seguram conjuntamente o aro de propulsão e o pneu, na tentativa de conseguir maior firmeza para impulsionar a roda (PERKS et al., 1994).

Uma proposta de desenho ergonômico do aro de propulsão que ofereça melhor conforto, firmeza e segurança às mãos foi desenvolvida, e resultou na fabricação de um protótipo em resina de poliuretano, um material polimérico que oferece maior conforto e melhor atrito para utilização em instrumentos manuais (Figura 36). Foi realizado um estudo com seis usuários de cadeira de rodas, que se locomoveram através de circuitos de trajetória mista (retilínea e curva) utilizando a mesma cadeira de rodas em duas situações: o aro de propulsão convencional e o protótipo de aro ergonômico desenvolvido. Após a realização do circuito de atividades, os participantes responderam a um questionário sobre a percepção de conforto e facilidade ao propulsionar a cadeira com os dois modelos de aros. Os resultados demonstraram que, segundo os usuários, o protótipo do aro ergonômico ofereceu maior conforto e facilidade para propulsionar a cadeira através de um circuito de atividades (MEDOLA et al., 2012a).

Figura 36. Aro de propulsão: (a) convencional; (b) ergonômico; (c) dimensões da seção transversal do aro ergonômico; (d) modelo virtual do aro ergonômico. (Modificado de: MEDOLA et al., 2012a).

Após as percepções iniciais positivas dos usuários sobre a o conforto e facilidade na locomoção, foi projetada uma evolução do aro ergonômico, cujo desenho foi acrescido de sulcos na metade inferior do dispositivo para encaixe dos dedos, com o objetivo de proporcionar ao usuário uma maior firmeza na preensão em situações onde os esforços de propulsão são elevados, bem como favorecer a atuação do componente axial da força manual aplicada ao aro em consequência do encaixe dos dedos aos sulcos (Figura 37). As medidas da primeira versão foram mantidas. O novo protótipo, chamado de aro dactilo-anatômico para propulsão manual de cadeira de rodas, teve patente requerida junto ao Instituto Nacional de Propriedade Intelectual (INPI, Pedido de Patente BR 10 2012 027675-5).

(a) (b)
Figura 37. Aro dactilo-anatômico: (a) vista anterolateral mostrando o desenho da seção transversal; (b) protótipo instalado em uma cadeira de rodas (MEDOLA et al., 2012b).

O projeto do aro de propulsão influencia a propulsão da cadeira de rodas por ser o instrumento manual através do qual o usuário exerce o controle da mobilidade do equipamento. A criação das duas versões demonstra a evolução no projeto do aro com base em informações dos usuários e atributos do desenho ergonômico. A avaliação da segunda-versão do dispositivo (aro dactilo-anatômico) é descrita nos estudos complementares, e seus resultados foram utilizados no projeto da terceira versão do aro, descrito na seção de resultados.

3.3 SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO ASSISTIDA

3.3.1 Forças aplicadas ao aro durante a propulsão manual

O estudo de Hwang et al. (2012) investigou torque e potência gerados durante a propulsão manual de cadeira de rodas em um sistema estacionário de cilindro. Os resultados mostraram que um usuário experiente locomove-se a velocidade leve e confortável produzindo, através de forças manuais aplicadas ao aro de propulsão, torque de $9,2 \pm 1,1$ Nm (Potência de $0,18 \pm 0,04$ J/s, velocidade de $0,89 \pm 0,01$ m/s) nas rodas, enquanto voluntários que não são usuários de cadeira de rodas, locomovendo-se nas mesmas condições, imputam torque de $12,4 \pm 1$ Nm ($0,28 \pm 0,06$ J/s, velocidade $0,99 \pm 0,11$ m/s). Quando adicionada carga de 5 kg, os usuários experientes produziram torque de $15,13 \pm 1,7$ Nm às rodas (Potência de $0,57 \pm 0,05$ J/s, velocidade de $1,33 \pm 0,01$ m/s), enquanto os inexperientes produziram $16,47 \pm 1,3$ Nm (Potência de $0,55 \pm 0,05$ J/s, velocidade de $1,05 \pm 0,01$ m/s). Quando solicitados a propulsionarem a cadeira de rodas com maior velocidade, os usuários experientes produziram $12,5 \pm 1,2$ Nm (Potência de $0,39 \pm 0,05$ J/s, velocidade de $2,35 \pm 0,04$ m/s) sem carga adicional, e $15,9 \pm 2,2$ Nm (Potência de $0,8 \pm 0,07$ J/s, $2,52 \pm 0,04$ m/s) quando o peso foi acrescido de 5 kg, enquanto os não usuários produziram $16,4 \pm 1,3$ Nm sem carga (Potência de $0,34 \pm 0,05$ J/s, velocidade de $1,87 \pm 0,14$ m/s), e $19,2 \pm 1,9$ Nm (Potência de $0,64 \pm 0,06$ J/s, velocidade de $1,81 \pm 0,14$ m/s) quando adicionado 5 kg.

O estudo de Van Drongelen et al. (2012) apresenta a caracterização cinética e cinemática da propulsão manual em cadeira de rodas em diferentes condições, cujos resultados são relevantes ao presente estudo. A partir de testes realizados em uma esteira ergométrica adequada para cadeira de rodas, os resultados demonstraram que as forças aplicadas ao aro não foram alteradas em diferentes velocidades. No entanto, alterou-se a fração de força efetiva (FEF), definida como a razão entre o momento propulsor sobre o eixo da roda dividido pelo raio do aro e a força total média, foi maior a uma velocidade mais lenta. Além disso, os autores encontraram cadência constante durante as diferentes velocidades, enquanto o tempo de contato com o aro diminuiu e o ângulo de contato com o aro foi maior a

velocidades maiores. O tempo de contato com o aro foi maior também quando a esteira foi inclinada em 4%; em consequência, o tempo de recuperação foi reduzido. Os autores encontraram uma redução na eficiência da propulsão manual de 78% a 0,83 m/s para 73,7% a 1,38 m/s, resultado este consistente com estudos anteriores (DE GROOT et al., 2004; VEEGER et al., 1992). Segundo os autores, menor FEF é um indicativo de que a propulsão em velocidades elevadas mas com a mesma potência parece impor ao usuário maior dificuldade em aplicar força tangencialmente ao aro. Desta forma, a menor FEF parece ser um mecanismo adaptativo para o acoplamento mais rápido das mãos ao aro, uma vez que o tempo de contato é reduzido. Para contrabalancear isto, o usuário pode aplicar mais força por toque, aumentar o ângulo de contato ou encurtar o tempo de recuperação. Por fim, mantendo-se as mesmas velocidade e potência, basicamente não há diferença na técnica de propulsão entre locomover-se em uma esteira inclinada até 4% ou em uma esteira plana.

Morrow et al. (2010) verificaram as forças impostas à articulação do ombro durante atividades diárias com uma cadeira de rodas, e encontraram maiores valores de força do ombro durante manobras de alívio de pressão (sobre as proeminências ósseas da região glútea) em comparação às forças de ombro para propulsão manual da cadeira de rodas. A ascensão em rampa apresentou os maiores níveis de força da articulação do ombro associados à mobilidade em cadeira de rodas. Os autores ainda relataram que as forças de ombro durante o movimento inicial a partir do estado estacionário e ascensão em rampa foram equivalentes entre si, porém maiores do que a propulsão em solo plano. Para frear a cadeira em movimento, as forças foram equivalentes àquelas para propulsão manual em solo plano. Ainda que os valores de força não possam ser diretamente correlacionados com as lesões na articulação do ombro, elevados momentos de extensão e abdução de ombro (encontrados durante as condições de rampa, manobras de alívio de pressão e movimento de partida) têm sido correlacionados com sinais de patologia do ombro (MERCER et al., 2006). Os autores destacam que não apenas as cargas impostas nas articulações são responsáveis pelo nível de risco de lesões, mas a frequência com a qual a articulação é exposta a esta carga.

Kwarciak et al. (2011) encontraram similaridades da propulsão manual quando realizada em esteiras ergométricas e no solo. Apesar de a locomoção em linha reta

não representar de forma completa a mobilidade em cadeira de rodas, o estudo apresenta informações relevantes para a caracterização cinética da locomoção em cadeira de rodas manual. Movendo-se a uma velocidade de 1,09 m/s, a potência produzida a cada impulsão no aro de propulsão foi de $8,43 \pm 2,32$ W, o pico de força aplicada ao aro foi $58,1 \pm 11,1$ N, a força média foi $38,9 \pm 7,59$ N, O pico de Momento foi $10,9 \pm 2,47$ Nm. Para manter a velocidade de 1,09 m/s, foi necessária cadência média de $50,6 \pm 10,9$ toques/minuto, com as mãos mantendo contato com o aro em um ângulo de $86,6 \pm 19,1^\circ$.

Lenton et al. (2012) encontraram valores médios de potência $53,3 \pm 6,4$ W produzida por sujeitos não usuários de cadeira de rodas propulsionando a cadeira adaptada para basquetebol sobre rodas (cambagem de 15°) em uma esteira ergométrica a uma velocidade constante de 1,8 m/s (46,7 W a 63,6 W). Ao variar a frequência de toques, não houve diferença estatística na potência produzida. Entretanto, o pico da força resultante no aro e o pico da força tangente foram reduzidos quando a frequência de toque foi aumentada. A fração de força efetiva, representada pela razão entre a força tangente e a força resultante total aplicada ao aro, foi diferente apenas nos dois extremos de frequência (36 toques por minuto e 83 toques por minuto). Como esperado, o trabalho realizado por ciclo foi reduzido nas frequências mais elevadas. A partir deste estudo, comprova-se que a frequência de toques afeta as forças aplicadas ao aro, uma vez que interfere diretamente com o tempo de contato no aro, ângulo de contato e tempo de recuperação (mãos oscilando em direção posterior para tocar novamente o aro). Além destas conclusões, o estudo apresenta a caracterização cinética da propulsão sobre esteira ergométrica em velocidade constante e nível plano. A força resultante média aplicada ao aro variou de 100 ± 22 N (a 36 ± 4 toques / minuto) a 75 ± 15 N (83 ± 11 toques por minuto), e a força tangente média foi de 70 ± 16 N para 36 toques / minuto e 48 ± 8 N para 83 toques por minuto. Estes dados, ainda que coletados em condições laboratoriais, fornecem valores referenciais das forças aplicadas ao aro e da potência produzida a partir destas, sendo esta informação útil na definição dos níveis de assistência motorizada do sistema servo-assistido aqui proposto.

A taxa de aplicação de força, calculada como a razão entre a força e o tempo de contato no aro, apresentou aumento quando nas frequências mais rápidas de toque. Estudos de Boninger et al. (1999, 2000) associaram aumentos na cadência,

magnitude de força e taxa de aplicação de força com maior risco de lesão nos membros superiores. Há que se considerar que a redução na frequência de toque, apesar de diminuir a taxa de aplicação de força, acarreta um aumento nos picos de força em cada toque. Portanto, não é possível definir qual das duas situações acima é a mais benéfica a longo prazo para o usuário de cadeira de rodas.

Ambrosio et al. (2005) calcularam a média das forças aplicadas ao aro em duas velocidades (0,9 m/s e 1,8 m/s) durante a propulsão manual de cadeira de rodas sobre um dinamômetro de dois cilindros. A média da força resultante aplicada ao aro foi de $54,9 \pm 17$ N, enquanto a força tangente, maior componente da força resultante, apresentou média de $34,8 \pm 11,2$ N. Os autores investigaram a correlação entre força isocinética dos músculos do ombro e as forças aplicadas ao aro de propulsão. Apesar de maior força muscular se correlacionar com maiores níveis de força aplicadas ao aro, isto não necessariamente representa melhor estratégia, em termos de melhor eficiência na propulsão manual.

3.3.2 Matriz de decisão para os componentes do sistema de motorização assistida

A definição dos componentes do sistema de motorização assistida foi realizada com base no método de combinação de variantes (ASIMOV, 1968), que oferece suporte para a tomada de decisões ao quantificar o quão boa é uma solução com relação às necessidades do projeto. O método de Combinação de Variantes consiste nas seguintes etapas:

- ✓ Seleção de Variantes de Solução Apropriada: as variantes devem ser compatíveis com a tarefa global e entre si; satisfazer as necessidades dos requisitos; sejam capaz de ser implementadas a um custo aceitável.
- ✓ Avaliação das Variantes da Solução: Essa avaliação envolve a atribuição de valores técnicos, ecológicos, econômicos e de segurança. Para isto, para cada solução quantifica-se seu benefício, através de avaliação de critérios definidos pelo projetista ou grupo de projeto e a que possuir maior valor global ponderado é considerada a solução que melhor atende ao problema.

Por sua vez, a avaliação das variantes é dividida nas seguintes etapas: (i) identificação dos critérios de avaliação, (ii) análise da relevância para o valor global, através da qual os critérios devem receber um fator de importância para o projeto (Tabela 2), (iii) composição dos parâmetros e avaliação segundo noção de valor global, momento este em que os autores do projeto correlacionam as variantes com os critérios e atribuem pontos, resultando em um valor global que indicará a melhor solução para cada variante a partir da comparação dos valores atribuídos a cada variante. A Tabela 3 apresenta um modelo de matriz de decisão, na qual as linhas correspondem aos critérios e as colunas às variantes da solução.

Tabela 2 – Escala de nota para avaliação dos aspectos das variantes

Escala de Nota / Fator de Importância	
Valor	Consideração Correspondente
1	Péssimo
2	Ruim
3	Regular
4	Bom
5	Excelente

(Fonte: Ramos; Antunes, 2012)

Tabela 3 – Matriz de decisão para aplicação do Método de Combinação de Variantes

Matriz Decisão (Cálculo do valor global)								
Critérios de avaliação			Variantes					
			Variante (V1)		Variante (V2)		Variante (Vj)	
Número	Critérios	Fator de Importancia (Wi)	Vn1	WixVn1	Vn2	WixVn2	Vn3	WixVn3
1	C1	W1	V11	W1xV11	V12	W1xV12	V13	W1xV13
2	C2	W2	V21	W2xV21	V22	W2xV22	V23	W2xV23
3	C3	W3	V31	W3xV31	V32	W3xV32	V33	W3xV33
n	Cn	Wn	Vn1	WnxVn1	Vn2	WnxVn2	Vn3	WnxVn3
Valor Global			Owv1		Owv2		Owv3	
Valor Global Ponderado			O1		O2		O3	

(Fonte: Ramos; Antunes, 2012)

Para cada componente do sistema de motorização assistida, serão levantadas as variantes (soluções) possíveis e os critérios relevantes para cada uma. Cada critério de cada variante será pontuado de acordo com sua importância, gerando ao final o valor global ponderado que será comparado entre as variantes para a decisão final.

✓ **Sistema Motor**

Para a definição do sistema motor, além dos critérios de alta importância (peso, volume e controle), são considerados também os seguintes critérios: torque em baixa rotação, tempo de resposta, rendimento em baixa rotação, controle, alimentação/armazenamento, precisão e velocidade. Cada critério recebeu um fator de importância, conforme demonstrado na Tabela 4. O fator de importância de cada critério foi pautado considerando tanto as questões referentes a mobilidade em cadeira de rodas, quanto as condições financeiras, estruturais e tecnológicas para o desenvolvimento viável do projeto.

Tabela 4 – Critérios relevantes para seleção do sistema motor e fatores de importância.

Número do Critério	Critérios	Fator de Importância (Wi)
1	Custo	3
2	Torque em baixa rotação	4
3	Tempo de resposta	4
4	Rendimento em baixa rotação	3
5	Controle	4
6	Alimentação/Armazenamento	4
7	Precisão	3
8	Velocidade	2
9	Volume	4
10	Peso	5
	Total	36
	Pontuação Máxima	180

(Fonte: Ramos; Antunes, 2012)

Aspectos dimensionais tais como volume e peso foram considerados altamente relevantes, uma vez que o projeto propõe o desenvolvimento de um equipamento semelhante a uma cadeira manual, porém com assistência motorizada.

É imperativo, portanto, que as dimensões de uma cadeira de rodas manual sejam mantidas, afim de garantir a dirigibilidade e facilidade em manobrar o equipamento. Além disso, o motor deve ser capaz de manter o torque em baixa rotação, especialmente em situações de maior exigência de torque, como a locomoção em acíves. O controle fino e o tempo de resposta também receberam alto grau de importância, pois são necessários para a interação sincronizada e suavizada entre o motor e o as impulsões manuais do usuário.

Os motores elétricos cumprem com as propostas deste projeto, e por isso foram selecionados como possíveis solução. Motores elétricos são máquinas que transformam energia elétrica em energia mecânica. Atualmente, são muito utilizados por possuírem uma série de vantagens, entre elas o baixo custo, eficiência, precisão, simplicidade de controle e facilidade de transporte e armazenamento da fonte de energia (RAMOS; ANTUNES, 2012). Os seguintes motores elétricos foram pré-selecionados como possíveis para utilização no sistema de motorização assistida da cadeira de rodas:

Motor de Corrente Contínua: Constitui-se de duas estruturas magnéticas: o estator, constituído por ímãs permanentes, e o rotor, que é uma bobina de fio de cobre esmaltado por onde circula uma corrente elétrica. Uma vez que as correntes elétricas produzem campos magnéticos, a bobina se comporta como um ímã permanente, com seus polos norte e sul. Constantes inversões do sentido da corrente impõe atrações e repulsões entre o rotor e o estator, fazendo o motor girar.

Motor Assíncrono: O termo assíncrono refere-se ao fato de velocidade de rotação do rotor ser diferente da velocidade de rotação do campo girante criado pelo estator, ou seja, o movimento do rotor não é síncrono com o movimento do campo girante do estator. Nos motores assíncronos, as correntes alternadas são aplicadas diretamente aos enrolamentos do estator e, então, correntes no rotor são produzidas por indução de transformador (ALVES, 2003). De maneira geral, é simples e robusto, requer pouca manutenção e suporta altas cargas. Sua desvantagem relaciona-se à intensidade da corrente necessária para dar a partida ao motor, o que provoca uma indesejável queda de tensão no sistema, e ao torque reduzido em baixa velocidade de rotação (PURQUERIO et al., 2012; ALVES, 2003).

Servo Motor: Diferentemente dos demais motores, o servo motor tem seu movimento proporcional a um comando, permitindo controle preciso da posição e velocidade. Desta forma, é um dispositivo de malha fechada, ou seja, recebe um sinal de controle, verifica a posição atual e atua no sistema indo para a posição desejada (RODRIGUES et al., 2011). Vários tipos de servomotores são utilizados em máquinas de controle automático e, considerando o tipo de movimento mecânico resultante, o servo-acionamento pode ser classificado em servomotor rotativo e linear. Os motores rotativos, de interesse para este projeto, podem ser de corrente contínua e corrente alternada.

Os servomotores possuem diversas vantagens, dentre as quais pode-se citar: alta eficiência, tamanho compacto, operação suave a baixas velocidades, capacidade de produção e manutenção de torque elevado, controle preciso da velocidade e posição (PURQUERIO et al., 2012). No entanto, a atuação precisa de um servomotor requer um sistema de feedback e controle do motor, resultando em um sistema de maior complexidade.

Motor de Passo: Um motor de passo caracteriza-se como um atuador eletromecânico incremental, ou seja, um dispositivo que converte energia elétrica em energia mecânica, cujo rotor ou eixo é rodado com pequenos incrementos angulares. Para que funcione, um motor de passo deve ser alimentado de forma sequencial e repetida. Desta forma, é necessário ligá-lo a um circuito que execute a sequência requerida para o motor. A energização sequencial de cada enrolamento individual, a partir de uma fonte CC, realizadas por chaves semicondutoras comandadas por pulsos digitais, provoca um deslocamento discreto e síncrono com os mesmos, denominados "passos", como consequência do alinhamento magnético dos polos nas estruturas do rotor e estator do motor. A cada pulso de alimentação aplicado em uma bobina do estator, o rotor estaciona em uma posição estável e única, guardando entre um passo e outro a mesma precisão, sem erros acumulativos (RAMOS; ANTUNES, 2012).

A precisão, ou a dimensão do passo deste motor, é determinada pela quantidade de passos que ele possui por volta, ou seja, se um motor possui 180 passos, isto significa que cada volta do eixo do motor é dividida por 180 passos, que por sua vez corresponde a 0,5 graus. Estes motores elétricos possuem uma ampla

variedade de rotações que podem variar de 0 RPM até 5400 RPM ou mais, apresentam boa relação peso/potência, permitem a inversão de rotação em pleno funcionamento, alguns deles possuem precisão de 97%, bem como ótima frenagem do rotor. No entanto, suas desvantagens estão relacionadas ao desempenho em baixa velocidade, consumo de corrente independentemente da carga, à presença de ruídos e a possibilidade de aquecimento excessivo (PURQUERIO et al., 2012).

Motor Síncrono: Uma máquina síncrona é aquela cuja rotação é proporcional à frequência da rede à qual está conectada, portanto, ao operar como motor síncrono, o equipamento tem sua velocidade controlada através da variação da frequência da corrente (RAMOS; ANTUNES, 2012). Desta forma, a velocidade de rotação não depende da carga, mas sim da frequência de rede. Se a carga ultrapassar os limites nominais do motor, este para definitivamente. O motor síncrono tem como vantagens o controle da velocidade constante independentemente da carga, e suas desvantagens relacionam-se ao emprego da corrente contínua para seu funcionamento, pois qualquer perturbação no sistema pode comprometer o sincronismo do motor, causando a sua parada (PURQUERIO et al., 2012).

✓ **Sistema de Transmissão**

O sistema de transmissão tem a função de transmitir às rodas a potência do motor. Para o presente projeto, duas possibilidades de transmissão foram consideradas: o acoplamento direto, o que requer a utilização de um motor para cada uma das duas rodas traseiras; e a utilização de um sistema de diferencial, capaz de transmitir a rotação de um único motor para ambas as rodas.

A transmissão através de acoplamento direto apresenta algumas limitações para utilização neste projeto. Primeiro, o uso de um motor para cada roda aumenta a complexidade do sistema e eleva o custo do projeto. Além disso, a utilização do motor acoplado ao cubo e como parte da roda faz com que mais massa se concentre distante ao centro de massa da cadeira. Em consequência, o momento de inércia do equipamento é aumentado, refletindo maior dificuldade para o usuário manobrar a cadeira, especialmente nas mudanças de direção. De forma análoga, o maior peso das rodas torna a frenagem da cadeira mais difícil.

Em contrapartida, o sistema diferencial simplifica o projeto do equipamento ao centralizar o controle da assistência motorizada a apenas um motor, além de reduzir o custo geral. O motor, localizado abaixo do assento em posição centralizada, reduz o momento de inércia do equipamento ao concentrar maior massa próximo ao centro de massa do equipamento. Desta forma, a realização de manobras, mudanças de direção e frenagem durante a propulsão manual não são dificultadas.

Utilizado amplamente nos veículos automotivos, o sistema de transmissão diferencial do motor compreende um conjunto de engrenagens e um eixo organizados de tal forma que, quando se dirige em linha reta, o conjunto permanece imóvel entre si, mas gira e transmite a força motriz aos semieixos das rodas (Figura 38). Porém, quando o veículo assume trajetória curva, as engrenagens atuam de forma diferente entre os semieixos das rodas, por conta da diferença de velocidade entre a roda localizada no lado externo e a roda no lado interno da curva (RACHE, 2004). A diferença de velocidade entre as rodas, na trajetória curva, é determinada pela diferença no raio de curvatura assumido pelo veículo. Desta forma, a roda do lado interno descreve uma circunferência de raio menor, tendo então menos espaço para percorrer, em comparação à roda no lado externo da curva. Isto faz com que a roda mais interna gire em menor velocidade do que a roda mais externa (RACHE, 2004).

Figura 38. Sistema de engrenagens em diferencial mecânico: setas apontam transmissão de eixo para semi-eixo das rodas (Modificado de: Rache, 2004, p. 299).

Para a decisão sobre o sistema de transmissão, foram também considerados importantes os critérios de originalidade, uma vez que o produto em questão tem o objetivo de fornecer uma solução diferenciada das disponíveis no mercado, e confiabilidade, pois o equipamento deve oferecer segurança ao usuário. Todos os critérios e seus respectivos fatores de importância estão na Tabela 5.

Tabela 5 – Critérios relevantes para o sistema de transmissão.

Número do Critério	Critérios	Fator de Importância (Wi)
1	Custo	2
2	Facilidade de Montagem	3
3	Facilidade de controle	4
4	Originalidade	5
5	Confiabilidade	5
6	Consumo de energia	3
7	Itens comerciais	3
	Total	25
	Pontuação Máxima	125

✓ Sensoriamento das Rodas

Para o controle dos níveis de assistência de forma sensível, precisa e proporcional às forças aplicadas pelo usuário nos aros propulsores, é necessário que as rodas traseiras sejam instrumentalizadas com sensores de força e posição. Assim, a seleção do instrumento para medida da força aplicada ao aro deve ser pautada na qualidade e precisão do sinal (Tabela 6).

Tabela 6 – Sensoriamento do torque nas rodas: critérios para decisão e fatores de importância

Número do Critério	Critérios	Fator de Importancia (Wi)
1	Custo	2
2	Sinal	5
3	Precisão	4
4	Itens comerciais	4
5	Adaptabilidade	3
	Total	18
	Pontuação Máxima	90

Dois tipos de sensores são selecionados como possíveis soluções para o projeto: o sensor de torque e a célula de carga. Torquímetros são instrumentos para verificação do torque, que é a força aplicada a um corpo, a uma distância perpendicular a um eixo deste, produzindo uma rotação em torno desse eixo. Os torquímetros têm como princípio a deformação angular do eixo (ou um sistema mecânico) que transfere o esforço de torque transmitido. A deformação do eixo pode ser detectada de diversas formas (extensômetros de resistência elétrica, dispositivos ópticos, magnéticos, capacitivos, etc.) (BRITO, 1994). Para o caso específico de uma cadeira de rodas, o torquímetro é capaz de detectar o torque gerado por uma força aplicada a uma distância fixa do eixo de rotação. Desta forma, é possível identificar a força aplicada pelo usuário no aro de propulsão a cada toque.

As células de carga permitem a medida de forças e deformações sofridas por materiais através da conversão da força em impulsos elétricos. Para isto, verificam os da aceleração devido à gravidade e pressão do ar no local da sua utilização, e convertem as medidas da quantidade de massa para uma saída elétrica (GUPTA, 2012). Trata-se de um instrumento de medida amplamente utilizado em uma variedade de aplicações. As informações obtidas com a célula de carga podem ser utilizadas na medida de várias grandezas, tais como tensão de ruptura e rigidez. Essencialmente, é composto de um componente de mola elástica e um detector. O elemento de mola pode ser um bloco retangular, um cilindro sólido, um disco ou um anel, dependendo da força a ser medida. Quando uma carga é aplicada, o elemento elástico sofre deformação, que é medida pelo detector através de sua mudança de

resistência (GUPTA, 2012). Para o uso específico na cadeira de rodas, a célula de carga pode ser alinhada ao aro propulsor de tal forma a medir a força aplicada ao aro, utilizando esta informação como entrada para o sistema de controle da propulsão assistida.

Além do sensoriamento de força nas rodas, o sistema de propulsão assistida aqui proposto requer também a utilização de sensores de posição, com o objetivo de oferecer informações referentes ao movimento, sentido e velocidade das rodas. De forma semelhante ao sensoriamento de força das rodas, a seleção do sensor de posição também é pautada na qualidade do sinal, porém não requer alta precisão, bastando informar sobre a presença de movimento, bem como o sentido e velocidade angular das rodas (Tabela 7).

Tabela 7 – Critérios e fatores de importância para a seleção do sensor de posição.

Número do Critério	Critérios	Fator de Importancia (Wi)
1	Custo	2
2	Precisão	3
3	Sinal	5
4	Itens comerciais	4
5	Adaptabilidade	4
	Total	18
	Pontuação Máxima	90

Dois outros sensores foram selecionados para a matriz de decisão: o acelerômetro e o encoder ótico. Ambos são capazes de determinar se há movimento, bem como sua posição e velocidade de deslocamento. Os encoders óticos são amplamente utilizados para medição da velocidade angular em motores. Neste dispositivo, um disco contendo perfurações igualmente espaçadas é um equipamento rotativo, e um par de emissor/receptor de infravermelho é posicionado de modo a detectar a taxa de variação entre as perfurações do disco rotativo (KURFESS; HODGSON, 2007). Assim, o sinal infravermelho é bloqueado e desbloqueado conforme o disco gira e as perfurações passam pela fonte emissora do sinal, possibilitando assim a medição da velocidade de rotação. A precisão de um

encoder ótico depende, portanto, do número de perfurações presentes em um giro do disco. Para aplicação no projeto da cadeira de rodas, o encoder deve estar posicionado junto ao eixo das rodas.

Acelerômetros são dispositivos que indicam as variações de velocidade ou direção a que estão submetidos, tendo seu funcionamento baseado na propriedade da inércia. São sensores de movimento capazes de detectar a variação na aceleração em um ou nos três eixos e, sendo capazes de determinar a frequência, intensidade e duração do movimento. Tipicamente, um acelerômetro consiste de um sensor de massa definida suspenso por molas que detectam a força que o deslocamento em uma posição exerce sobre as molas (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2007). Assim, a partir do valor da força e da massa do sensor, têm-se a aceleração em determinada direção (Figura 39).

Figura 39. Disposição esquemática do funcionamento de um acelerômetro triaxial. (Modificado de: MORIKAWA et al., 2002).

3.3.3 Controle do Sistema de Motorização Assistida

Para que funcione de forma adequada e complementar à locomoção manual, o sistema de motorização assistida deve compreender um sistema de controle dos níveis de assistência motora. Isto envolve a integração das informações provenientes das aplicações de força do usuário sobre os aros propulsores com as informações de movimento das rodas. Assim, a força manual aplicada pelo usuário no aro, medida pela célula de carga, será combinada com a informação do sentido

e velocidade angular das rodas, medida pelo encoder óptico, de tal forma a identificar a ordem de movimento do usuário. Como a interação entre o usuário e os aros propulsores é necessária para que haja locomoção voluntária, um sistema de retroalimentação contínuo é necessário para o controle praticamente instantâneo da assistência motorizada.

3.3.4 Suprimento Energético para o Motor

A atuação do motor depende de alimentação energética que será fornecida por uma bateria elétrica. Existem diversas baterias para alimentação de motores, com especificidades relacionadas ao tempo máximo de alimentação do motor, tamanho, peso e custo. Por tratar-se de um estudo cujo propósito é o desenvolvimento de um protótipo para validação de um conceito com aspectos inovadores de motorização assistida para cadeira de rodas, e não o desenvolvimento de um produto em sua versão final para utilização pelos usuários, a seleção da bateria será feita fundamentalmente com base na relação entre custo e benefício. Desta forma, é suficiente uma bateria cujas dimensões sejam adequadas para instalação na estrutura da cadeira, e cuja autonomia seja suficiente para a realização dos testes de mobilidade em diferentes condições de terreno.

3.4 ESTUDOS COMPLEMENTARES

Nesta seção são apresentados três estudos com objetivos específicos cujos resultados, analisados conjuntamente, fundamentam decisões referentes ao objetivo principal de projeto de uma cadeira de rodas manual com assistência motorizada servo-controlada. Especificamente, estes estudos auxiliam na definição da configuração da cadeira de rodas, localização do sistema de motorização assistida e projeto da interface de propulsão entre as mãos e os aros manuais. Nesta seção, cada estudo tem uma breve introdução e o detalhamento dos procedimentos metodológicos. Os resultados, discussões e conclusões são apresentados no início da seção de resultados, anteriormente à apresentação dos resultados principais referentes ao projeto da cadeira de rodas.

3.4.1 Influência da Massa e Configuração da Cadeira de Rodas na Inércia Rotacional (IR) do Sistema

Uma cadeira de rodas padrão pode ser compreendida como um conjunto de sete corpos rígidos acoplados uns aos outros, formando um sistema cujo principal objetivo é a locomoção. Os sete corpos rígidos são: o quadro, as duas rodas traseiras, os dois *casters* e os dois suportes de *casters*. As conexões entre os estes componentes permitem movimentos em eixos pré-definidos, de tal forma a favorecer a mobilidade do sistema como um todo.

A configuração de uma cadeira de rodas é a representação das relações geométricas de seus componentes e suas respectivas massas. Do ponto de vista mecânico, não apenas a massa total do sistema afeta a demanda do usuário, mas também a distribuição de peso na geometria do equipamento. Quando apenas a massa é considerada, é possível afirmar que, quanto maior o peso do sistema, maior a sua inércia e, em consequência, mais difícil é para o usuário iniciar, frear e imprimir mudanças inerciais (de aceleração) do equipamento em movimento. Esta é uma condição particularmente importante para deslocamentos translacionais (em linha reta) da cadeira. Para trajetórias curvilíneas, manobras de rotação sobre o próprio eixo (Figura 40) e percursos mistos com constantes mudanças na direção do

movimento, a distribuição de massa na geometria do sistema assume especial importância.

Figura 40. Eixos de Rotação: para manobras de giro e trajetória curva, rotação ocorre sobre o eixo z. (Adaptado de: Eicholtz, 2010).

Assim, quanto maior a massa do equipamento localizada distante do centro de massa do sistema, maior será a dificuldade do usuário em girar a cadeira e movê-la em trajetórias curvas. A grandeza física que representa a dificuldade em impor movimento rotacional ou alterar a rotação de um corpo é a inércia rotacional (IR), que é determinada pela massa (m) e raio corpo (r), conforme a seguinte equação:

$$IR = m \times r^2$$

Durante o estágio no *Rehabilitation Engineering Applied Research Laboratory* (Center of Assistive Technology and Environmental Access, Georgia Institute of Technology, Atlanta, Georgia, EUA), foram realizados testes para verificação da influência das diferentes configurações de uma cadeira de rodas na IR do sistema. O laboratório dispõe de um equipamento específico para este objetivo, desenvolvido pelos próprios pesquisadores, que foi chamado de *iMachine*. Trata-se de uma plataforma giratória instrumentada com três células de carga equidistantes umas às outras e ao centro da plataforma, onde há um *encoder* ótico. Todos os sensores são

conectados a um dispositivo de aquisição de dados, conectado a um computador, onde os dados eram analisados em ambiente Labview 7.0 (National Instruments, Austin, TX, USA). As células de carga não apenas mediam a massa total da cadeira, mas também possibilitavam ao operador posicionar o equipamento em posição centralizada na plataforma, através da visualização em tempo real dos pesos registrados em cada uma das células de carga. O encoder possibilitava a medição da velocidade e período de oscilação da plataforma. Ao produzir deslocamentos giratórios na plataforma de frequência semelhante (aproximadamente 1,25 Hz), era possível obter medidas de alta confiabilidade da inércia rotacional do sistema.

3.4.1.1 Procedimentos Metodológicos

Para todos os testes, foi utilizada a cadeira de rodas Aero Z da marca TiLite, com dois tipos de conjunto roda/pneu, que foram facilmente instalados e retirados da cadeira, pelo sistema *Quick-release* (Figura 41).

(a)

(b)

Figura 41. Dois modelos de conjunto pneu-roda: (a) pneu com enchimento a ar e roda multi-raios; (b) pneu maciço e roda com raios largos.

. O procedimento para medida da inércia rotacional de uma cadeira de rodas consistiu em:

- a) Posicionar a cadeira de rodas no centro da plataforma (Figura 42);
- b) Acionar o dispositivo que impõe movimento oscilatório à plataforma;

- c) Registrar a medida da inércia rotacional (IR) indicada no *software* (Figura 43);
- d) Repetir o procedimento por 5 vezes e calcular a média da IR;

a

b

Figura 42. *iMachine*: (a) plataforma giratória; (b) posicionamento da cadeira para teste.

Figura 43. Labview® (*National Instruments*): tela de análise dos testes de inércia rotacional.

Todos estes procedimentos foram repetidos a cada alteração da configuração da cadeira de rodas, ou quando pesos eram colocados sobre a cadeira e nova medição era realizada.

3.4.2 Distribuição das forças de contato nas mãos durante a propulsão manual: estudo comparativo de dois modelos de aro propulsor

Como a interface através da qual o usuário controla a cadeira de rodas manual, o aro de propulsão representa um papel importante na técnica de propulsão manual. Para uma locomoção ergonomicamente adequada, é necessário que haja um acoplamento estável das mãos aos aros (VAN DER WOUDE et al., 2003) durante a atividade cíclica de propulsão manual. No entanto, os aros convencionais – tubos cilíndricos metálicos localizados lateralmente à roda – são muito finos, não contemplando os requisitos ergonômicos para uma preensão firme, segura e confortável (DIERUF et al., 2008). Estes aros apresentam seção transversa de diâmetro entre 18 a 20 mm, o que é insuficiente para oferecer suporte para toda a superfície da mão. Desta forma, o usuário precisa aumentar o esforço muscular para segurar e empurrar os aros, elevando assim a pressão nas regiões da mão que fazem contato com o aro, levando a uma situação potencial de lesão e desconforto manual. Apesar das propostas alternativas para melhorar a ergonomia dos aros manuais (DIERUF et al., 2008; RICHTER et al., 2006; GAINES; LA, 1986), até o momento não é possível concluir quais destes dispositivos apresenta o melhor design, no que diz respeito ao conforto, segurança e eficiência.

O aro dactilo-anatômico para propulsão manual de cadeira de rodas foi desenvolvido com o objetivo de romper com o desenho cilíndrico universal e oferecer um manuseio adequado aos requisitos ergonômicos, quais sejam: área de contato suficiente para apoiar toda a superfície da mão; forma funcionalmente adequada à impulsão; estabilidade, segurança e conforto às mãos (Figura 36).

Um estudo com um modelo preliminar do aro dactilo-anatômico com usuários de cadeira de rodas demonstrou que, de forma geral, os usuários apontaram o aro dactilo-anatômico ofereceu melhor conforto e maior facilidade para propulsionar a cadeira de rodas, em comparação ao aro convencional (MEDOLA et al., 2012). Apesar da percepção do usuário ser informação relevante para avaliação de dispositivos manuais, a verificação ergonômica requer avaliar a interação mecânica entre as mãos e os aros propulsores durante a locomoção em cadeira de rodas manual.

3.4.2.1 Procedimentos Metodológicos

Foi realizado um estudo em colaboração com o Laboratório de Ergonomia e Interfaces – LEI – da Faculdade de Arquitetura, Comunicação e Artes da Universidade Estadual Paulista (UNESP), campus Bauru, sob coordenação do Prof. Dr. Luis Carlos Paschoarelli. O objetivo foi de verificar a distribuição das forças de contato sobre a superfície manual durante a propulsão manual. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital de Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, parecer 6507/2010 (ANEXO A).

Vinte voluntários, dez homens e dez mulheres, todos membros da comunidade do campus da UNESP em Bauru-SP, foram convidados a participar do estudo. A média de idade foi de $42,5 \pm 9,2$ anos, altura média de $1,76 \pm 0,08$ m, massa média de $84 \pm 18,3$ kg. Todos os participantes eram maiores de 18 anos e não apresentavam nenhuma deformidade, queixa de dor ou lesão nos membros superiores que pudesse interferir na propulsão manual ou na aquisição de dados.

Para todos os participantes, foi utilizada a mesma cadeira de rodas (modelo *Star Lite*, Ortobras[®], largura de assento e encosto de 400 mm, altura de encosto 400 mm). Os participantes receberam instruções sobre a locomoção em cadeira de rodas manual e, após um período de dez minutos para adaptação, iniciaram o protocolo para coleta de dados. Neste, os participantes propulsionaram a cadeira de rodas em um percurso de 4 metros em linha reta em sobre um piso plano, realizando 5 toques, sendo: um primeiro toque para iniciar o movimento, três toques com a cadeira em movimento, e um último toque com o objetivo de frear a cadeira até totalmente parada. Este percurso foi realizado por três vezes consecutivas para cada par de aro propulsor: convencional e o dactilo-anatômico, com um período de intervalo de 10 minutos, enquanto os aros propulsores eram trocados.

Durante todo o protocolo, os usuários vestiam luvas manuais instrumentadas com dez sensores de força em cada luva, que registravam as forças de contato sobre a superfície manual. A luva instrumentalizada foi desenvolvida por Silva e Paschoarelli (2009) para realização de estudos ergonômicos de instrumentos manuais (Figura 44). Um sistema de aquisição de dados foi utilizado para aquisição e condicionamento dos sinais, que foram analisados em software Labview[®] 7.0 (National Instruments, Austin, TX, USA). Os cabos foram organizados na cadeira de

rodas de modo a não interferir com a livre movimentação dos membros superiores (Figura 45).

Figure 44. Localização dos sensores de força na luva Instrumentalizada.

Figura 45. Configuração para coleta de dados: disposição de cabos e receptor.

Para análise dos dados, foi utilizada a média dos valores máximos registrados por cada sensor para cada modelo de aro utilizado. Os resultados são apresentados para diferentemente para cada mão e para cada tipo de aro propulsor. As condições de normalidade e homogeneidade foram verificadas através dos testes *Shapiro-Wilk* e *Levene*, respectivamente. Para comparação entre os aros, foram

utilizados os testes *T de Student* e *Wilcoxon*, de acordo com a normalidade dos dados.

3.4.3 Aro dactilo-anatômico: Análise Cinemática da Propulsão Manual

O aro dactilo-anatômico tem como principal objetivo melhorar o conforto do usuário durante a propulsão manual de sua cadeira de rodas. Uma preocupação importante é a de que o uso do novo aro não comprometa a técnica de propulsão manual, ou seja, a maneira com a qual o usuário aplica as forças de impulsão nos aros. A técnica de propulsão de cada indivíduo é o resultado da adaptação do usuário à atividade cíclica de locomover-se manualmente com a cadeira de rodas. Representa, assim, a técnica ideal para cada usuário, sendo importante que a mesma não seja alterada pelo uso de um novo dispositivo manual.

Ressalta-se que o aro dactilo-anatômico utilizado é um protótipo construído para testes e, para isto, apresenta massa acima do que é projetado para o produto final, com o objetivo de reforçar o dispositivo para a realização de todos os testes. No entanto, o aumento da massa em relação aos aros normais induz, como demonstrado anteriormente, a um aumento da massa da cadeira e de sua inércia rotacional, podendo aumentar a demanda ao usuário.

Uma das possíveis influências do uso do aro dactilo-anatômico na cinemática dos membros superiores relaciona-se ao seu maior tamanho, que poderia fazer com que as mãos se soltassem dos aros antes do esperado, pois a posição mais estendida dos dedos limitaria a fase final da impulsão por dificultar o movimento de desvio ulnar do punho. Este foi um dos aspectos apontados pelo grupo de pesquisa do *Rehabilitation Engineering Applied Research Laboratory – REAR Lab (Georgia Institute of Technology, Atlanta, EUA)*. Portanto, para verificar a hipótese acima apresentada, foi proposto um estudo cinemático da movimentação dos membros superiores durante a propulsão manual.

3.4.3.1 Procedimentos Metodológicos

Este estudo preliminar foi realizado no Departamento de Fisioterapia da *Georgia State University* - GSU (Atlanta, EUA), em colaboração com o Prof. Dr. Yong Tai Wang (GSU). Os testes envolveram dois voluntários homens, idade média 26 ± 2 anos, estatura $1,68 \pm 0,04$ m, alunos de pós-graduação que desenvolvem pesquisas no *REAR – Lab, Georgia Institute of Technology*.

Foi utilizada uma mesma cadeira de rodas modelo *Aero Z (TiLite)*, estrutura de quadro monobloco, largura de assento 400 mm, rodas com pneus maciços. Dois pares idênticos de rodas foram utilizados, diferindo apenas o aro de propulsor (um par com o aro metálico cilíndrico convencional, e outro par com o aro dactilo-anatômico). A cadeira de rodas foi posicionada sobre uma plataforma para propulsão estacionária, montada com um cilindro sobre o qual as rodas traseiras eram colocadas, e os *casters* suspensos e presos, de tal forma que a propulsão manual ocorria sem a cadeira movimentar-se (Figura 46a). Um sensor magnético de um velocímetro (CC-RD200, Cateye®, Osaka, Japão) foi instalado em uma das rodas, e adaptado de tal forma que o visor permitisse ao usuário a visualização da velocidade em tempo real (Figura 46b).

Uma câmera digital *Basler A602fc-2* (Basler, EUA), posicionada a 2,5 metros da plataforma, registrou imagens a 60 Hz durante 15 segundos. Uma régua (1 m) foi posicionada na plataforma para referência métrica. Sobre uma roupa preta, foram colocados três marcadores de superfície nos seguintes pontos: acrômio, epicôndilo lateral do úmero e processo estiloide da ulna (Figura 47).

(a)

(b)

Figura 46. Plataforma para propulsão manual estacionária: (a) acoplamento da cadeira; (b) monitor de velocidade ao alcance visual do usuário.

Figura 47. Configuração final com o usuário propulsionando a cadeira de rodas sobre a plataforma estacionária, e a câmera (no tripé) para registro de vídeo.

O protocolo de testes consistiu em uma fase de aquecimento de um minuto de propulsão à velocidade escolhida como confortável pelo participante, seguida de três minutos de propulsão a velocidade constante de aproximadamente 4,5 km/h

(1,25 m/s) controlada através do monitor de velocidade, e uma fase final de um minuto para desaquecimento. A coleta de dados ocorreu durante a fase de velocidade controlada (4,5 km/h), durante os 30 segundos localizados na parte média do intervalo de tempo de 3 minutos, ou seja, de 1 minuto e 15 segundos a 1 minuto e 45 segundos. Cada usuário realizou o protocolo por duas vezes, uma para cada tipo de aro propulsor, com um intervalo de 7 dias entre as duas coletas.

A câmera de vídeo estava conectada a um computador, que registrou a filmagem através do programa *Fire-i* (v. 3.51.0.3). As imagens foram analisadas com o programa *MaxTRAQ 2D* v.1.94 (*Innovision Systems Inc*, Columbiaville, Estados Unidos), e foram selecionados os quatro ciclos de propulsão mais regulares em cada pacote de 30 segundos. Em seguida, foi gerada uma planilha de dados em MS Excel 2010, com as coordenadas X e Y para cada um dos três marcos anatômicos.

O ângulo do ombro foi calculado pela inclinação de reta (i_1) de braço em relação à horizontal, a partir das coordenadas do ombro e cotovelo. A mesma abordagem foi utilizada para calcular o ângulo do cotovelo (A_c), a partir da inclinação do antebraço (i_2), conforme demonstrado abaixo:

$$i_1 = \frac{Y_{ombro} - Y_{cotovelo}}{X_{ombro} - X_{cotovelo}}$$

$$i_2 = \frac{Y_{cotovelo} - Y_{punho}}{X_{cotovelo} - X_{punho}}$$

$$A_c = |i_1| + |i_2|$$

A representação dos pontos no plano cartesiano, determinação das retas e ângulos de ombro e cotovelo é apresentada na Figura 48.

Figura 48. Representação em plano cartesiano das coordenadas de ombro (x_1, y_1) , cotovelo (x_2, y_2) e punho (x_3, y_3) .

Foi calculada a média e desvio padrão dos ângulos de cotovelo e ombro e as respectivas amplitudes de movimento para cada participante nas duas situações: aro convencional e aro dactilo-anatômico. Para verificação da diferença entre as médias dos ângulos e amplitudes articulares nas duas situações, foi aplicado o Teste *T de Student*, com diferença estatisticamente significativa estipulada em $p \leq 0,05$.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção, são apresentados os resultados referentes aos objetivos principal e específicos. Primeiramente, são apresentados e discutidos os resultados dos estudos complementares, e suas implicações ao projeto da cadeira de rodas servo-assistida. Em seguida, os resultados referentes ao objetivo específico – projeto conceitual e protótipo de cadeira de rodas servo-assistida – são apresentados. Para facilitar a leitura do trabalho, a discussão é apresentada juntamente com os respectivos resultados, garantindo-se a sequência de apreciação dos resultados do trabalho.

4.1 RESULTADOS ESPECÍFICOS: ESTUDOS COMPLEMENTARES

4.1.1 Influência da Massa e Configuração da Cadeira de Rodas na Inércia Rotacional (IR) do Sistema

Os resultados demonstram claramente que a inércia rotacional do sistema é mais dependente da distribuição da massa na geometria do equipamento do que da massa total. O acréscimo de 0,25 kg no eixo de cada roda traseira resultou em maior aumento da IR do que quando 5,5 kg foram colocados no centro do assento (Tabela 8). Além disso, enquanto 1,2 kg colocados em posição centralizada abaixo do assento não alteraram a IR, o acréscimo de 0,4 kg nas rodas traseiras resultou em um aumento de quase 10% da IR.

Tabela 8 – Efeito de diferentes massas e localização de massa na IR do sistema

Configuração	Massa (kg)	IR média (Kg-m²)
Cadeira de rodas com configuração original	12,15	1,101662
Cadeira de rodas acrescida de 1,2 kg em posição central abaixo do assento	13,35	1,102858
Cadeira de rodas + Peso 5,50 kg no centro do assento	17,65	1,127958
Cadeira de rodas com peso de 0,25kg no eixo de cada roda traseira	12,65	1,166114
Cadeira de rodas com peso de 0,4 kg no eixo de cada roda traseira	12,95	1,201208

A posição do eixo das rodas traseiras e o tipo de conjunto pneu/roda também mostraram afetar a IR do sistema (Tabela 9). Enquanto o tipo de roda e pneu altera a distribuição de massa em uma mesma geometria, a alteração da posição do eixo das rodas modifica a geometria mantendo-se a massa total do sistema. Ambos os aspectos influenciam a IR. O uso de pneus maciços e rodas de raios largos aumentava em 1,15 kg o peso do sistema, e resultava em um aumento de aproximadamente 8% (ambas as posições de eixo). Por outro lado, para uma mesma configuração de pneus e rodas, a anteriorização da posição do eixo das traseiras em 44,5 mm implicou em uma redução da IR de 2,5% (pneus a ar, rodas multirraios), e 1,79% (conjunto mais pesado: pneus maciços e rodas de raios largos).

Tabela 9 – IR do Sistema: influência do conjunto roda/pneu e posição do eixo

Cadeira de Rodas	Pneus e Rodas	Posição do Eixo	Massa (kg)	IR Média (Kg-m²)
TiLite Aero Z	Pneus a ar, rodas multirraios	Posterior	12.14	1.10224
TiLite Aero Z	Pneus a ar, rodas multirraios	Anterior (44,5 mm)	12.14	1.07386
TiLite Aero Z	Pneus maciços, Rodas raios largos	Anterior (44,5 mm)	13.29	1.16964
TiLite Aero Z	Pneus maciços, Rodas raios largos	Posterior	13.29	1.19104

Os resultados demonstram que a configuração do equipamento, em especial a distribuição de peso e a geometria, influenciam a inércia rotacional de uma cadeira de rodas. Nestes aspectos, as implicações práticas podem ser sintetizadas em três considerações sobre o projeto de uma cadeira de rodas:

- ✓ O equipamento deve possuir menor massa possível;
- ✓ A maior parte do peso deve estar concentrada próximo do centro de massa do equipamento;
- ✓ A cadeira deve possuir as menores dimensões nas direções anteroposterior e látero-lateral, reduzindo assim o raio (distância em relação ao centro do equipamento).

É importante entender que estas considerações não podem ser compreendidas como regra geral para um projeto de cadeira de rodas, pois influenciam outros aspectos da usabilidade, tais como a estabilidade e segurança do usuário. No entanto, são diretrizes aplicáveis ao projeto quando o objetivo é desenvolver uma cadeira de rodas que ofereça ótimas condições de desempenho na mobilidade.

Em teoria, as implicações ao usuário são relacionadas à facilidade em realizar manobras de giro da cadeira e mover-se em trajetórias curvas. Estas últimas são

especialmente importantes quando analisada a natureza do movimento de uma cadeira de rodas manual através de uma curva. Como demonstrado na Figura 4, o usuário consegue fazer com que a cadeira gire apenas quando em contato com os aros propulsores. Durante o momento em que as mãos não tocam os aros, a cadeira assume movimento retilíneo. Portanto, quanto maior a IR da cadeira, mais difícil é ao usuário fazer com que a cadeira de rodas saia do movimento retilíneo e assuma trajetória curva. A aceleração também afeta do mesmo modo: quanto maior a velocidade da cadeira, mais difícil será alterar sua trajetória retilínea.

Apesar dos resultados demonstrarem o impacto das alterações na configuração da cadeira de rodas na IR do sistema, os mesmos não indicam a extensão com a qual a mobilidade do usuário é afetada. Apenas a partir de testes que quantifiquem o trabalho executado e a energia cinética da cadeira em suas mais variadas trajetórias e manobras, será possível verificar as correlações objetivas entre a configuração do equipamento e a demanda de trabalho imposta ao usuário.

4.1.2 Distribuição das forças de contato nas mãos durante a propulsão manual: estudo comparativo de dois modelos de aro propulsor

Em ambas as mãos, houve uma redução significativa ($p=0,00$) das forças de contato em toda a superfície palmar com o uso do aro dactilo-anatômico (70,8kgf), em comparação ao aro convencional (92,2 kgf) (Tabela 10).

Tabela 10 – Soma das forças registradas sobre toda a superfície palmar.

Fase da Propulsão	Mão	Aro Convencional (kgf)	Aro dactilo- anatômico (kgf)
Partida	Direita	15,03	12,28
	Esquerda	16,78	11,32
Propulsão normal	Direita	14,99	12,11
	Esquerda	16,96	12,16
Frenagem	Direita	13,03	11,0
	Esquerda	15,49	12,02
Total		92,28	70,89

A análise da força média sobre a superfície de cada mão, ou seja, a soma das forças registradas pelos dez sensores, ambas as mãos apresentaram redução significativa da força média quando o aro dactilo-anatômico foi utilizado, como demonstrado na Figura 49.

Figura 49. Forças médias e ambas nas duas mãos com o uso dos dois modelos de aro propulsor (valores em kgf). * Teste não paramétrico (Wilcoxon).

É interessante notar que, enquanto a propulsão com o aro convencional apresentou valores médios significativamente diferentes entre a mão esquerda e direita ($p= 0,002$, Wilcoxon), houve uma equalização das médias de forças entre ambas as mãos com o aro dactilo-anatômico ($p= 0,95$, Teste T de Student). Estes resultados podem ser interpretados com relação à dominância manual. A diferença nas médias entre as mãos esquerda e direita encontrada com o aro convencional sugere que o projeto ergonômico e anatômico do novo dispositivo eliminou as diferenças de dominância na preensão manual. Em outras palavras, ambas as mãos seguraram o aro dactilo-anatômico com a mesma intensidade de força.

Com o objetivo de verificar as forças de contato em duas áreas distintas – palma e falanges distais dos dedos - da superfície manual, os sensores de cada

uma destas áreas foram avaliados conjuntamente. Apesar de ambas as áreas apresentarem menor média de forças com o uso do aro dactilo-anatômico, esta redução foi maior na região metacarpal (36,2 %) do que nas falanges distais (12,7 %).

A análise individual de cada sensor permite identificar os locais nos quais o uso do aro dactilo-anatômico alterou de forma mais intensa o registro das forças de contato na superfície manual. A falange distal do 2º dedo e a base do terceiro e quarto dedos apresentaram redução significativa em ambas as mãos e nas três fases da propulsão (100%). Ainda, a eminência tenar (83%) e a falange distal do 1º dedo (66%) apresentaram redução na maioria das situações, enquanto a região hipotenar e a falange distal do 4º e 5º dedos apresentaram redução das forças em apenas uma das seis coletas (16,6 %).

A redução geral das forças de contato na superfície das mãos com o uso do aro dactilo-anatômico pode ser explicada pela maior superfície de contato com as mãos. Enquanto o aro convencional de 20 mm de diâmetro oferece perímetro de seção transversa de 62,6 mm, o novo aro provê 135 mm para o suporte das mãos. Assim, há uma distribuição mais equitativa das forças na superfície manual e, como resultado, redução das forças medidas por cada sensor.

O estudo de Van der Linden et al. (1996) demonstrou que o aumento da superfície de contato de aros manuais está relacionada com maior eficiência mecânica durante a propulsão manual. Segundo os autores, o uso de aros de propulsão com maior diâmetro de tubo implica em menor necessidade de força dos músculos do cotovelo e ombro para estabilizar as mãos nos aros. No entanto, van der Woude et al. (2003) não encontrou diferença na eficiência mecânica ao comparar diferentes modelos de aros de propulsão, o que indica que as diferenças entre diferentes modelos de aro de propulsão podem não ser suficientes para afetar a eficiência mecânica. Por outro lado, é possível entender que o desenho do aro afeta o conforto manual do usuário.

As forças de contato na superfície manual determinam a pressão nas mãos estando, portanto, diretamente relacionada ao conforto. Assim, medir as forças de contato manual durante o manuseio de um instrumento representa uma informação confiável mais relacionada ao conforto do que à eficiência. Ainda que o conforto seja expressado por uma percepção subjetiva do usuário, as forças de contato manual

possibilitam a utilização de dados objetivamente mensurados na representação mais ampla da interação entre usuário e o equipamento durante o manuseio.

A maior redução das forças de contato ocorreu na região palmar (metacarpal). Isto pode ser explicado pelo fato de o aro dactilo-anatômico oferecer uma grande área de contato (em sua face lateral) para a região palmar, ou seja, quanto maior a área de contato, maior a distribuição de forças e, conseqüentemente, os sensores registram menores valores de força em cada ponto.

Uma vez que o aro convencional é um tubo metálico demasiadamente fino para a tarefa de propulsão, o usuário tem que segurar o aro principalmente com o primeiro e o segundo dedo, exigindo contração de modo a estabilizar a mão no aro, enquanto os outros dedos estão quase totalmente fletidos. A combinação instável entre rápida impulsão através de um tubo fino pode ser a causa da diferença de forças entre ambas as mãos, encontrada quando foi utilizado o aro convencional. Apesar de isto não demonstrar diretamente que um lado está propulsionando mais forte que o outro, evidencia que as mãos estão segurando o aro em forma e intensidade diferentes.

A redução das forças no 1º e 2º dedos pode representar um ganho ao conforto, pois indicam que estes dedos estão segurando o aro com menos força. Em outras palavras, o aro dactilo-anatômico ofereceu maior suporte para as mãos e, desta forma, menor força para segurá-lo foi necessária.

Algumas limitações deste estudo devem ser apresentadas. Primeiro, a população do estudo foi composta de sujeitos sem deficiências e, portanto, os dados deste estudo podem não ser totalmente representativos de usuários de cadeira de rodas. Além disso, os sensores da luva não cobrem toda a superfície das mãos, e as forças registradas são apenas representativas das forças sobre a área do sensor. Finalmente, devido às limitações de espaço e restrições com os componentes do sistema de aquisição de dados, apenas a locomoção em linha reta foi avaliada. A verificação de mobilidade em curvas, subidas, descidas, rampas e manobras poderia fornecer dados mais representativos da rotina diária dos usuários.

4.1.3 Aro dactilo-anatômico: Análise Cinemática da Propulsão Manual

As médias dos ângulos mínimos e máximos de ombro e cotovelo de cada participante foram semelhantes entre si (Tabela 11). Houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,04$) entre os dois aros apenas nos ângulos máximos de ombro de um participante. As demais médias dos ângulos máximos e mínimos, bem como a amplitude de movimento, não apresentaram diferença estatística quando comparados os dois modelos de aro.

Tabela 11 – Média dos ângulos mínimos e máximos de ombro e cotovelo.

		Aro Convencional		Aro Dactilo-anatômico		<i>p</i>	
		Ombro (°)	Cotovelo (°)	Ombro (°)	Cotovelo (°)	Ombro	Cotovelo
Sujeito 1	Mínimo	19,1 (4,1)	93,2 (6,3)	20,2 (1,4)	91,9 (2,9)	0,46	0,75
	Máximo	89,1 (0,6)	157,5 (3,5)	88,4 (0,8)	153,7 (3,7)	0,09	0,04*
	Variação	70,0 (4,2)	64,3 (5,7)	68,3 (1,9)	61,8 (5,3)	0,25	0,64
Sujeito 2	Mínimo	28,8 (2,7)	103,7 (5,4)	28,0 (7,7)	99,6 (5,4)	0,84	0,45
	Máximo	89,1 (0,6)	144,2 (2,0)	88,8 (0,9)	150,4 (10)	0,64	0,30
	Variação	60,3 (2,6)	40,6 (4,4)	60,8 (7,4)	50,7(14,6)	0,89	0,29

(*) $p < 0,05$.

Estes resultados sugerem que a utilização do aro dactilo-anatômico não alterou a movimentação dos membros superiores e a técnica de propulsão. Além disso, são importantes pois um dos questionamentos ao modificar a interface manual (o aro propulsor) seria alterar o padrão de movimentação, em especial o ângulo de contato (ângulo de movimentação da roda desde o toque inicial até a liberação do aro). Nas reuniões junto ao grupo de pesquisa do REAR-Lab (Georgia Institute of Technology, Atlanta, Estados Unidos), foram discutidos os possíveis aspectos prós e contras do aro dactilo-anatômico. Uma das preocupações mais discutidas foi a de que, por conta do maior diâmetro vertical e a consequente posição mais estendida dos dedos da mão, a movimentação de punho seria limitada no final da fase de impulsão. A hipótese discutida era de que o usuário não conseguiria manter as mãos em preensão no aro até o final, e liberariam o aro precocemente.

Ainda que o tamanho restrito da amostra não permita conclusões definitivas, os resultados são indicativos de que a utilização do aro dactilo-anatômico não altera significativamente a movimentação dos membros superiores durante a propulsão manual. Para o projeto da cadeira de rodas servo-assistida, isto é altamente desejável. O usuário poderá usufruir do conforto de um dispositivo manual concebido de forma ergonômica sem que sua técnica de propulsão seja alterada.

Os estudos descritivos da movimentação dos membros superiores durante a propulsão manual apresentam considerável variabilidade nos resultados, em parte devido à heterogeneidade das amostras envolvidas e velocidades de propulsão. No entanto, os resultados do presente estudo são próximos aos de estudos anteriores. A amplitude de flexão/extensão de ombro no plano sagital variou entre 60° a 70°, resultados estes semelhantes ao estudo de Koontz et al. (2002) e Boninger et al. (1998). Os resultados encontrados para movimentação cotovelo também encontram respaldo em estudos anteriores, ainda que os presentes resultados revelaram maior amplitude (de 40° a 60°), quando comparado aos 42° do estudo de Rao et al. (1996). No entanto, Boninger et al. (1998) encontraram amplitude média de movimento de cotovelo de 54° a uma velocidade (1,3 m/s) muito próxima à do presente estudo (1,25 m/s).

O fato de os resultados do presente estudo referentes à amplitude de movimento de ombro e cotovelo estarem em concordância com outros estudos propicia condições para conclusões que, apesar de não serem definitivas, sugerem que a utilização do aro dactilo-anatômico não altera a movimentação dos membros superiores durante a propulsão manual. Assim, sua utilização em um projeto de cadeira de rodas fundamentado em conceitos ergonômicos tem respaldo científico preliminar.

4.1.4 Implicações dos Estudos Complementares para o Projeto da Cadeira de Rodas

Os estudos complementares foram utilizados para nortear tomadas de decisão referentes ao projeto final da cadeira de rodas servo-assistida. São especialmente importantes na criação do conceito do equipamento, na medida em que validam as propostas idealizadas em fase inicial. Sumariamente, as principais conclusões destes estudos utilizadas na concepção do projeto são:

- ✓ A configuração da cadeira de rodas, sua geometria e distribuição de massa determinam a inércia rotacional do sistema;
- ✓ A distância ao centro de massa é mais determinante do que a massa na inércia rotacional do sistema;
- ✓ O aro de propulsão desenvolvido com conceitos ergonômicos favorece o conforto dos usuários ao distribuir mais equitativamente as forças de contato na superfície das mãos durante a propulsão manual;
- ✓ O uso do aro dactilo-anatômico durante a propulsão manual de cadeira de rodas não alterou os ângulos articulares de ombro e cotovelo, em comparação ao aro convencional.

Por sua vez, tais conclusões fundamentam as seguintes decisões de projeto:

- ✓ A motorização de ambas as rodas deve ser provida por um único motor, localizado abaixo do assento da cadeira, em posição centralizada (próximo ao centro de massa da cadeira de rodas).
- ✓ O aro propulsor deve ser concebido com características ergonômicas similares ao projeto do aro dactilo-anatômico, ou seja, deve oferecer ao usuário superfície de contato minimamente suficiente para o suporte estável das mãos ao aro e formato adequado para o movimento de impulsão tangencial das rodas, com uma preensão firme, segura e confortável.
- ✓ O aro propulsor deve oferecer ao usuário variabilidade nas formas de preensão, de forma a favorecer a melhor adaptação do usuário ao dispositivo manual, de acordo com sua percepção de conforto e facilidade na propulsão manual;

4.2 RESULTADOS PRINCIPAIS

Os resultados principais referem-se ao projeto conceitual e protótipo da cadeira de rodas servo-assistida. Para facilitar a visualização dos resultados, as informações referentes aos projetos conceitual e detalhado são apresentados conjuntamente. Assim, tanto a concepção quanto o detalhamento de cada aspecto do projeto são descritos em uma mesma seção.

4.2.1 Componentes e Configuração da Cadeira de Rodas

4.2.1.1 Dimensionamento do Conjunto Assento/Encosto

A primeira definição das medidas do equipamento refere-se à interface na qual o usuário estará posicionado. As medidas básicas necessárias para o dimensionamento do assento são o comprimento e a largura, além da altura do encosto e ângulos de assento e encosto. Estes são partes importantes da unidade de posicionamento sentado, juntamente ao suporte para os pés.

Uma vez que dependem das características antropométricas e antropomórficas do usuário, as medidas para o dimensionamento do assento e encosto foram definidas após simulação do posicionamento de um usuário sentado em uma cadeira de rodas. Tal simulação foi realizada em ambiente virtual no mesmo programa de engenharia onde foi projetada a cadeira de rodas (*Solid Edge ST5*), através do uso de um modelo humano (*dummy*). Com este posicionado na cadeira, os seguintes critérios são utilizados para dimensionamento do assento:

- ✓ Largura do Assento: deve acomodar o usuário de forma a apresentar espaçamento de aproximadamente 10 a 20 mm entre os limites laterais do assento e a região do quadril, bilateralmente. Apesar de o projeto conceitual indicar 10 mm, o desenvolvimento deste protótipo utilizará a distância de 20 mm entre os limites laterais do assento e o quadril, para que a experimentação do equipamento possa ser garantida para mais pessoas.

- ✓ Comprimento do Assento: a borda anterior do assento deve estar distante em aproximadamente 40mm da região posterior do joelho do usuário.

A partir dos critérios definidos acima, a simulação da interação no assento entre o *dummy* e a cadeira de rodas demonstra que tanto a largura (Figura 50) quanto o comprimento (Figura 51) do assento têm a medida ideal em 400 mm.

Figura 50. Largura do assento: (a) largura do quadril; (b) Largura do quadril e do assento. Medidas em milímetros (mm).

Figura 51. Plano Sagital: Comprimento do assento em 400 mm e espaço de 39,3 mm entre assento e região posterior de perna.

Conforme demonstrado no levantamento das características técnicas, a altura do encosto deve ser a menor possível que ofereça conforto e estabilidade ao usuário. A definição desta medida foi realizada a partir de três considerações: as alturas mínima e máxima do encosto sendo, respectivamente, 200 mm e 406 mm (YANG et al., 2012); e a indicação da coluna lombar como marco ótimo para a definição da altura do encosto (CHERUBINI; MELCHIORRI, 2012); as medidas antropométricas na postura sentada demonstram que a coluna lombar está distante em 200 a 300 mm do assento (PANERO; ZELNIK, 2002). Assim, como será utilizada inclinação do assento para melhorar estabilidade do usuário, a altura do encosto de 300 mm foi definida como adequada para o projeto (Figura 52).

Figura 52. Vista lateral: altura do encosto.

As inclinações de assento e encosto são dependentes entre si, uma vez que a alteração de um influencia a configuração da outra, afetando assim a postura do usuário. A exclusão do conjunto assento/encosto em ângulo reto (90°) para implementação neste projeto é justificada pelo estudo de Giner-Pascual et al. (2011), no qual foi demonstrado que a configuração do assento em ângulo reto está relacionada com maior prevalência de anormalidades nos ombros de usuários de cadeira de rodas. Além disso, assentos em ângulo agudo favorecem a manutenção de uma postura mais ereta sem comprometer o equilíbrio nem aumentar o risco de úlceras de pressão, conforme demonstrado por Maurer e Sprigle (2004).

Neste projeto, a inclinação do assento foi definida em 7° (em relação à horizontal), pois representa a melhor opção com relação à distribuição de pressão nas nádegas e coxas (Maurer; Sprigle, 2004), além de favorecer a manutenção da postura ereta sem tendência à flexão de tronco (como acontece nos casos de maior inclinação do assento), facilitar o equilíbrio durante o alcance anterior, e não dificultar as transferências da cadeira.

Apesar da inclinação do assento e a altura reduzida do encosto proporcionarem ganhos para a mobilidade do usuário, quando utilizadas de forma conjunta podem comprometer a estabilidade posterior do equipamento. Assim, para que a estabilidade seja garantida, o encosto é projetado em posição ortogonal e, em consequência, o conjunto assento/encosto forma um ângulo agudo de 83° . A configuração do conjunto assento/encosto e seus respectivos ângulos é apresentada na Figura 53.

Figura 53. Ângulos do Assento e Encosto.

A definição da altura do assento em relação ao solo partiu dos valores mínimo e máximo (400 mm e 500 mm) em uma cadeira de rodas para adulto, segundo a

norma NBR-ISO 7176-7 (2009). A maior eficiência mecânica, melhor desempenho e menor exigência física é proporcionada quando o assento está em uma altura tal que o ângulo do cotovelo é de 100° a 120° (VAN DER WOUDE et al., 2009; *Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine*, 2005; van der Woude et al., 1989; van der Woude et al., 1990; Mejis et al., 1989).

Neste projeto, a definição da altura do assento foi feita a partir da análise virtual do *dummy* posicionado na cadeira de rodas. Com a angulação do conjunto assento/encosto previamente definida, o assento posicionado a uma altura de 401 mm em sua borda posterior, e 448 mm em sua borda anterior permitiu que o ângulo do cotovelo esteja dentro da faixa ideal de 100° a 120° (Figura 54).

Figura 54. Ângulo do cotovelo como referência para definição da altura do assento.

4.2.1.2 Posição da Roda Traseira no Sentido Anteroposterior

O posicionamento horizontal do eixo das rodas em relação ao assento é um aspecto relevante para a estabilidade e eficiência na propulsão manual. De forma geral, a posição mais anteriorizada das rodas oferece as melhores condições biomecânicas para a propulsão manual, porém pode comprometer a estabilidade posterior. A definição deste aspecto é, portanto, individualizada, e requer a experimentação do usuário para, então, determinar a posição mais anteriorizada dos eixos sem que a estabilidade seja comprometida.

Este tipo de ensaio não é possível de ser realizado virtualmente, pois envolve também a análise da percepção subjetiva do indivíduo com relação à estabilidade. Por este motivo, para o posicionamento horizontal do eixo das rodas traseiras foi oferecido a possibilidade de ajuste, afim de que a cadeira possa ser ajustada de modo a garantir o melhor equilíbrio na relação entre estabilidade e eficiência na propulsão. O acoplamento do eixo das rodas no quadro da cadeira pode ser movido no sentido anteroposterior em 100 mm, através de uma barra horizontal na qual o eixo é fixado por uma chapa com parafusos (Figura 55).

Figura 55. Ajuste da posição horizontal do eixo relativa ao quadro da cadeira de rodas de 100 mm.

4.2.1.3 Projeto Detalhado do Quadro da Cadeira de Rodas

O quadro da cadeira de rodas recebeu projeto original, a partir da definição dos parâmetros para o conjunto assento/encosto e acoplamento das rodas traseiras ao quadro. O projeto do quadro define, em última análise, a geometria do sistema. Todos os componentes do equipamento que apresentam movimento (rodas traseiras, *casters* e suporte dos *casters*) têm no quadro a estrutura estável à qual são conectados. Desta forma, a estrutura do quadro compreende a unidade de assento/encosto, suporte para os pés, suporte para os *casters*, suporte para as rodas traseiras e caixa motora (Figura 56).

Figura 56. Componentes da estrutura do quadro da cadeira de rodas. Vista dimétrica.

O quadro foi projetado para ser fabricado pela soldagem de perfis de aço 1020 oco (20x20 mm). O projeto detalhado da estrutura principal do quadro (conjunto assento/encosto, caixa motora e acoplamento para eixo das rodas) é apresentado na Figura 57.

Figura 57. Medidas gerais da estrutura do quadro.

Uma caixa motora foi projetada para abrigar o componente motor do sistema de propulsão assistida. Uma vez que o eixo do motor está alinhado ao eixo da roda, o deslocamento anteroposterior da roda implica no deslocamento associado do motor. Portanto, a caixa motora deve permitir deslocamento no sentido anteroposterior do motor em uma amplitude de 100 mm. A ancoragem do motor à caixa é feita através de uma barra de suporte superior, e a disposição de seus furos correspondem à movimentação da aba fixadora do motor, parafusada por dois orifícios, em 100 mm. O dimensionamento detalhado da caixa motora é apresentado na Figura 58.

Figura 58. Desenho detalhado da caixa motora.

Finalmente, têm-se o projeto do apoio para os pés, cuja fabricação é feita separadamente para posterior montagem junto à estrutura principal. O perfil de aço para o apoio dos pés é menor (15 x 15 mm) do que aquele utilizado para o quadro (20 mm), para que possam ser inseridos no interior da estrutura principal na montagem do equipamento. A placa sobre a qual os pés repousam tem formato retangular (195 X 150 mm), conforme apresentado na Figura 59. O suporte de pés tem ajuste de altura, através do sistema de travas de funcionamento semelhante àsquelas utilizadas em tripés para câmeras fotográficas.

Figura 59. Desenho técnico do apoio para os pés.

4.2.1.4 Projeto das Rodas Traseiras

As rodas traseiras foram desenvolvidas a partir de um projeto original, tendo em vista que o cubo – com todas as suas especificidades - tem dimensões singulares. Sua estabilidade é garantida com três raios distantes um ao outro simetricamente. A partir desta consideração, foram propostos projetos de roda que diferiram apenas em seus aspectos estéticos (Figura 60).

Figura 60. Roda traseira: estudo de configuração.

A definição do projeto de roda teve como principal critério a manufatura. O processo de usinagem industrial foi selecionado para a fabricação do par de rodas, e tem seu custo e complexidade aumentados quando a usinagem é feita em ambas as faces da peça, o que requer a repetição do processo e ajuste preciso da peça para garantir a simetria das faces. Portanto, o projeto final da roda foi desenvolvido tendo uma de suas faces totalmente plana (Figura 61).

Figura 61. Solução construtiva final da roda: face externa (a face interior é plana).

O material utilizado para confecção foi o alumínio aeronáutico 7021 (AlumiCopper, São Paulo, Brazil), um material com alta resistência mecânica, boa

estabilidade de forma, peso específico de 2,85g/cm³ (três vezes menor que o aço) e relativamente fácil para usinagem (ALUMICOPPER, 2013).

O detalhamento do projeto da roda traseira apresenta as medidas gerais deste componente da cadeira, tendo por base o diâmetro mais comumente utilizado de roda de 24" (609,6 mm). O diâmetro da roda é de 553 mm sem o pneu, sendo este valor comumente encontrado em rodas das cadeiras convencionais e, portanto, de fácil adaptação e substituição dos pneus se necessário. Os detalhes B e C da Figura 62 apresentam, respectivamente, as medidas para o sulco onde se apóia o pneu as medidas do cubo de roda.

Figura 62. Desenho detalhado das rodas traseiras.

Por ser objetivo deste projeto o desenvolvimento de uma cadeira de rodas para utilização nas diversas condições de terreno, a estabilidade do equipamento

deve ser primordial. A cambagem das rodas traseiras proporciona maior estabilidade devido ao aumento da base de suporte, melhora a estabilidade lateral em planos inclinados lateralmente, além de facilitar as mudanças de direções nas trajetórias curvas e o giro sobre o próprio eixo (TOMLINSON, 2000; VEEGER et al., 1989; PERDIOS et al., 2007; TRUDEL et al., 1997). Estudos apontam que a cambagem ideal para uma cadeira de rodas para uso diário deve ser menor que 9° (FAUPIN et al., 2004), e próxima de 6° (Perdios et al., 2007). Estes parâmetros de inclinação das rodas traseiras garantem os benefícios da estabilidade sem elevar a resistência ao rolamento. Para o presente projeto, a cambagem das rodas traseiras em 5° foi definida como a mais adequada, uma vez que inclinações maiores resultavam em desvio da região superior das rodas medialmente, comprimindo o assento e limitando sua largura. As dimensões gerais da cadeira de rodas e seus componentes são apresentadas nas Figuras 63 e 64.

Figura 63. Vista frontal da cadeira de rodas: cambagem das rodas traseiras com inclinação de 5° .

Figura 64. Desenho técnico do modelo geométrico: vista sagital.

Uma vez definidas as medidas básicas que configuram o projeto de cadeira de rodas, pode-se analisar sua interação com o usuário através da simulação virtual com o *dummy*. As Figuras 65 e 66 possibilitam a observação das relações dimensionais entre o equipamento e o usuário, cujas medidas são representativas da média da população brasileira.

Figura 65. Modelo geométrico com usuário (*dummy*): (a) vista lateral; (b) vista frontal; (c) vista posterior.

Figura 66. Usuário (*dummy*) e modelo geométrico virtual da cadeira em vista: (a) ântero-lateral; (b) pósterio-lateral.

4.2.1.5 Aro de Propulsão

O aro de propulsão desenvolvido para este projeto é resultado da evolução no conceito ergonômico iniciado com o aro ergonômico (MEDOLA et al., 2012) e aprimorado com o aro dactilo-anatômico. A terceira versão tem as dimensões diminuídas em relação aos dois anteriores, e mantém os sulcos dactilo-anatômicos em suas faces lateral e inferior. A redução de seu diâmetro vertical justifica-se pelo fato de favorecer a preensão adequada também para pessoas com menores tamanhos de mão. Além disso, durante os testes no *REAR-Lab* (*Georgia Institute of Technology*, Atlanta, Estados Unidos), alguns voluntários indicaram dificuldade em segurar o aro adequadamente nas posições limites (no momento do primeiro contato com o aro e no momento do último contato com o aro antes de soltá-lo). Assim, o diâmetro vertical do aro propulsor foi reduzido para 42 mm (contra 50 mm das duas versões anteriores). Tal redução não alterou a proposta ergonômica, e manteve a face lateral como principal suporte para a região metacarpal das mãos.

A nova versão do aro propulsor foi acrescido de característica ergonômica inovadora: é instalado à roda de tal forma que possibilita a variação nas formas de preensão do aro. As rodas, com cambagem de 5°, têm o aro instalado com orientação ortogonal. Em consequência, a angulação relativa do aro para a roda será também de 5°. Assim, enquanto a parte inferior do aro está imediatamente ao

lado da roda, sua parte superior está afastada em relação às rodas, permitindo ao usuário envolver com as mãos tanto a face interna quanto externa do aro. Tal variação na pega só é possível pelo afastamento do aro em relação à roda em sua região superior, onde o usuário normalmente toca o aro (Figuras 67 e 68). Para que ambas as formas de preensão sejam confortáveis, o aro propulsor teve seu diâmetro horizontal reduzido para 26 mm (aro dactilo-anatômico: 38 mm).

Figura 67. Medidas do aro propulsor: seção transversa.

Figura 68. Aro propulsor: corte transversal e vista isométrica.

Portanto, o polegar pode tanto repousar sobre a superfície superior do aro, quanto envolvê-lo através de sua face interna (Figura 69). O posicionamento dissociado entre aro e roda tem como objetivo oferecer maior espaço para a

preensão manual na região superior do aro. O usuário terá, desta forma, a possibilidade de variar a maneira com a qual segura o aro com suas mãos. Como a propulsão manual caracteriza-se por uma atividade de desconforto para as mãos, a variação na preensão do dispositivo pode favorecer o conforto manual do usuário. Como as rodas estão em cambagem, o aro estará distante destas somente em sua porção superior, onde o usuário aplica forças manuais. A região inferior do aro (mais próxima ao solo), estará mais próxima da roda e, desta forma, a largura total da cadeira não será aumentada.

Figura 69. Duas possibilidades de preensão do aro propulsor: (a) polegar envolve a face interna; (b) polegar repousa sobre a superfície superior.

O aro propulsor, cujo projeto virtual foi desenvolvido com o uso do software de CAD (*Computer Assistive Design*) *Solid Edge ST5* (Siemens, Estados Unidos), foi fabricado a partir da impressão em 3D (Z Printer 310, Z Corporation, Burlington, Estados Unidos) da peça equivalente a um sexto da circunferência completa do aro. A partir da peça impressa, foi confeccionado um molde em silicone para reprodução seriada de peças idênticas em resina de poliuretano (FILLEPOXI, Brasil). Uma peça de conexão interna entre dois segmentos consecutivos é colada com a mesma resina para a união dos segmentos.

4.2.1.6 Casters

Neste projeto, são utilizados *casters* com diâmetro de 5" (127,0 mm) e pneus maciços, ambos adquiridos de forma conjunta. O diâmetro de 5" foi considerado ideal pois é comumente utilizado e portanto, facilmente encontrado caso a substituição seja necessária. Além disso, não são excessivamente pequenos a ponto de bloquearem o movimento ao ficarem presas depressões do solo em terrenos irregulares. Não serão utilizados pneus com enchimento pois: são mais adequados para rodas com diâmetro maiores que 6" (MOBILITYBASICS, 2013); a diferença de pressão de ar entre os dois *casters* interfere com a trajetória do movimento da cadeira; requerem maior manutenção, com risco de esvaziamento em caso de furos, necessitando substituição.

4.2.2 Sistema de Motorização

4.2.2.1 Estimativa da Potência do Motor

Todos os cálculos referentes à estimativa da potência do motor foram baseados no modelo de forças de uma cadeira de rodas em movimento, desenvolvido por Ramos e Antunes (2012). Com o objetivo de calcular a potência máxima requerida para um motor de cadeira de rodas, foi realizado um ensaio teórico com a simulação de uma situação de grande exigência para o motor. A propulsão manual em uma rampa é uma situação de grande desafio ao usuário, pois requer a aplicação de grandes forças, expõe o usuário à queda para trás, além de fazer com que as rodas girem no sentido inverso ao desejado quando o usuário solta as mãos do aro para alcançá-lo novamente e iniciar novo ciclo propulsor. A definição da inclinação da rampa foi realizada com base nas diretrizes das normas brasileiras de acessibilidade NBR-9050:2004, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT, 2004). Assim, a máxima inclinação de rampa admissível para uma cadeira de rodas é de 8,33%.

Para a cadeira de rodas utilizada no ensaio teórico, considerou-se uma cadeira manual de aproximadamente 15 kg acrescida do sistema de motorização assistida (massa estimada de 10 kg), totalizando 25 kg. A massa do usuário foi

definida de acordo com os dados antropométricos da população brasileira, considerando um adulto jovem com massa de 70 kg. Desta forma, o cálculo da potência requerida foi realizado através da simulação de um indivíduo propulsionando uma cadeira de rodas (massa do conjunto: 100 kg), em uma rampa com inclinação de 8,33%. A Figura 70 mostra o diagrama de corpo livre da cadeira de rodas com a decomposição da força peso e com o ângulo α referente a inclinação da rampa.

Figura 70. Variáveis envolvidas no cálculo da potência requerida para o motor da cadeira de rodas.

Segundo Tolerico et al. (2007), indivíduos com lesão da medula espinhal se locomovem com a cadeira de rodas a uma velocidade média de 0,79 m/s (2,84 km/h). O estudo de Oyster et al. (2011) envolveu também indivíduos com lesão medular, e demonstrou que estes se deslocam com a cadeira de rodas a uma velocidade média de 0.63 m/s (2,27 km/h). Se comparados à velocidade de uma pessoa caminhando, pode-se concluir que um usuário de cadeira de rodas se desloca muito mais lentamente. Assim, para fins de simulação para o cálculo da potência do motor, consideramos a velocidade da cadeira em 7 km/h, valor representativo da velocidade da marcha humana moderadamente acelerada. Este valor difere dos 3,2 km/h (0,89 m/s), que representa a velocidade média de cada curto deslocamento, característico da mobilidade diária. No entanto, este projeto considera necessária a possibilidade de locomoção em velocidades mais rápidas

durante alguns episódios de movimento. Assim, tomou-se por base a velocidade de 7 km/h (1,94 m/s) como a de um adulto em marcha rápida. Desta forma, têm-se:

$$M_{total} = m_{usuário} + m_{cadeira} = 70 \text{ kg} + 25 \text{ kg} = 95 \text{ kg} \quad (1)$$

$$Peso = M_{total} * g = 95 \text{ kg} * 9,81 \text{ m/s}^2 \cong 932 \text{ N} \quad (2)$$

$$F = Peso * \text{sen } \alpha = 932 * \text{sen } 4,76^\circ = 77,34 \text{ N} \quad (3)$$

Onde:

M_{total} = Massa total (kg)

$m_{usuário}$ = massa do usuário (kg)

$m_{cadeira}$ = massa da cadeira de rodas (kg)

F = força (N)

Portanto, a potência (W) para movimentar a cadeira de rodas na rampa a uma velocidade (V) de 7 km/h é:

$$W = F * V = 77,34 \text{ N} * 1,94 \text{ m/s} = 150,03 \text{ W} \quad (4)$$

Considerando 80% (n) a eficiência do motor (por conta de perdas durante a transmissão), têm-se a potência requerida ($W_{requerida}$):

$$W_{requerida} = \frac{W}{n} = \frac{150,03}{0.8} = 187,53 \text{ W} \quad (5)$$

4.2.2.2 Dimensionamento do motor para valores experimentais de força

Segundo o estudo de Bregman et al. (2009), a uma velocidade de 0,83 m/s (3 km/h), a componente tangencial da força aplicada ao aro (que contribui para a cadeira deslocar-se para frente) é de 11,7 N. Para uma velocidade de 0.9 m/s (3.24 km/h), Koontz et al. (2007) encontraram força máxima aplicada ao aro de 70 N. Considerando o caso de o maior valor de força, calcula-se o torque gerado pela aplicação de uma força F de 70N no aro de uma cadeira com 600 mm de diâmetro:

$$Torque = F \times r = 70 \times \frac{520}{2 \times 1000} mm = 18,2 Nm \quad (6)$$

Estabelecendo a velocidade máxima da cadeira de rodas como sendo igual a 7 Km/h, para uma cadeira com pneu de diâmetro externo de 628 mm, tem-se a velocidade angular (W):

$$w = \frac{V}{2\pi r} = \frac{1,94 \text{ m.s}^{-1}}{2 \times \pi \times 0.314} = \frac{1,94}{1,97} = 0,98 \text{ rps} \cong 60 \text{ rpm} \quad (7)$$

4.2.2.3 Matriz de decisão para o motor

A matriz de decisão para a seleção do motor elétrico está apresentada na Tabela 12. Com base no valor global ponderado, a melhor opção para a motorização da cadeira de rodas é a utilização do servo motor (variável 3), por oferecer as carecterísticas mais adequadas para aplicação neste projeto. Aspectos tais como a precisão no controle, eficiência, atuação suave e pouco ruidosa, e o trabalho com torque elevado tanto em baixa quanto alta rotação foram determinantes para a seleção do servomotor. Uma das próximas etapas do projeto será a aquisição dos componentes para motorização e sensoriamento da cadeira de rodas. Somente então poderão ser apresentadas as especificações físicas e técnicas do motor, bem como sua instalação junto ao quadro da cadeira e atuação nas rodas.

Tabela 12 – Matriz de decisão para seleção do motor

Número do Critério	Critérios	Fator de Importância (Wi)	Variantes (sistemas)									
			1 (V1)		2 (V2)		3 (V3)		4 (V4)		5 (V5)	
			v1	WixV1	v2	WixV2	v3	WixV3	v4	WixV4	v5	WixV5
1	Custo	3	4	12	5	15	2	6	2	6	3	9
2	Torque em baixa rotação	4	3	12	1	4	5	20	4	16	5	20
3	Tempo de resposta	4	4	16	3	12	5	20	2	8	2	8
4	Rendimento em baixa rotação	3	3	9	3	9	5	15	5	15	5	15
5	Controle	4	5	20	2	8	5	20	4	16	4	16
6	Alimentação/Armazenamento	4	5	20	3	12	5	20	5	20	4	16
7	precisão	3	3	9	1	3	5	15	4	12	5	15
8	Velocidade	2	4	8	4	8	5	10	4	8	3	6
9	volume	4	4	16	3	12	3	12	4	16	3	12
10	peso	5	4	20	2	10	5	25	5	25	2	10
Valor Global			142		93		163		142		127	
Valor Global Ponderado			0,789		0,517		0,906		0,789		0,706	

Legenda: V1: motor corrente contínua; V2: motor assíncrono; V3: Servo Motor; V4: Motor de Passo; V5: Motor Síncrono.

4.2.2.4 Servo-Motor: Modelo e Especificações Técnicas

A seleção do servo-motor foi feita com base na estimativa de potência requerida para o motor da cadeira de rodas de 187 W (seção 4.3.1) e rotação máxima das rodas de 60 RPM (seção 4.3.2). Assim, foi adquirido o servo-motor EC45 (Maxon Motor, Sachseln, Suíça), com 250 W, 24 V, velocidade sem carga de 5300 RPM (ANEXO B).

Uma vez que o diferencial mecânico utilizado oferece redução na razão de 20:1, a velocidade máxima de 12000 RPM do motor seria reduzida para 600 RPM, muito acima da máxima velocidade de saída para as rodas (60 RPM) estimadas na seção 4.3.2. Para adequar a velocidade do motor à faixa de velocidade angular das rodas, é necessário um redutor complementar. Dentre os redutores possíveis de serem utilizados com o motor EC45, foi adquirido o redutor GP62 (Maxon Motor, Sachseln, Suíça), com razão de redução de 19:1 (ANEXO C).

A atuação do motor nas rodas é realizado através de um controlador (*driver*), que executa as ordens do processador, conforme programação. O controlador adequado para o referido servo-motor é o 4-Q-EC Amplifier DEC 70/10 (Maxon

Motors, Suíça), que oferece elevada capacidade de controle para motores de 10 a 70 V (o motor EC45 é 24 V). Suas especificações dimensionais (103 x 120 x 27 mm) são também adequadas para instalação na cadeira de rodas deste projeto (ANEXO D). O conjunto motor, controlador e processador é abastecido por uma bateria de 24 V.

4.2.3 Transmissão Motora

A transmissão entre o motor e as rodas será realizada através de um diferencial mecânico, por ser este a melhor opção para o projeto com relação à característica inovadora do equipamento desenvolvido, a posição centralizada no quadro da cadeira e, principalmente, por permitir a utilização de um único motor para atuação em ambas as rodas traseiras, de forma distinta às cadeiras de rodas com assistência motorizada comercialmente disponíveis (Tabela 13).

Tabela 13 – Matriz de decisão para o sistema de transmissão.

Número do Critério	Critérios	Fator de Importância (W_i)	Variantes (sistemas)			
			1 (V1)		2 (V2)	
			v1	W_{ixV1}	v2	W_{ixV2}
1	Custo	2	2	4	3	6
2	Facilidade de Montagem	3	3	9	3	9
3	Facilidade de controle	4	3	12	4	16
4	Originalidade	5	2	10	5	25
5	Confiabilidade	5	3	15	4	20
6	Consumo de energia	3	3	9	4	12
7	Itens comerciais	3	5	15	3	9
Valor Global			74		97	
Valor Global Ponderado			0,592		0,776	

Legenda. V1 – acoplamento direto; V2 – sistema diferencial.

O diferencial mecânico foi adquirido junto a um motor elétrico de corrente contínua (*Brushed DC Motor With Transaxle* modelo 6812HQ 24V180W, *Shenzhen Unite Industries Co. Ltd*, Shenzhen, China) cujas especificações técnicas não são adequadas para utilização no protótipo em desenvolvimento, porém as dimensões e formato do conjunto motor, diferencial e eixo possibilitavam a instalação do sistema na cadeira de rodas em desenvolvimento (Figura 71). É prevista a substituição do

motor por um servomotor, aproveitando a mecânica do diferencial e eixo montados. Além de distribuir o torque do motor para as rodas, o diferencial adquirido também reduz a rotação do motor na razão de 1:20.

Figura 71. Motor DC com diferencial mecânico e eixo. (Fonte: <http://www.cn-dcmotors.com/en/ProductShow.asp?id=198>)

Em condições ideais de movimento (terreno plano e regular), o diferencial mecânico fará distribuição igualitária do torque para ambas as rodas. Porém, se houver uma diferença relativa na resistência ao rolamento entre as rodas, o torque é distribuído inversamente à resistência ao rolamento sofrida pela roda. Sendo assim, a roda que tiver menor resistência receberá mais energia. Em trajetos que o usuário pretende se movimentar em linha reta, faz uso de suas mãos para um controle da trajetória, impondo mais torque relativo na roda mais lenta, procedimento este que ocorre naturalmente na locomoção em cadeiras convencionais. Se, por ventura, o usuário desejar realizar manobras de giro, poderá auxiliar uma roda e/ou frear a outra, da mesma forma como faz em sua cadeira manual.

Enfim, a proposição do uso do diferencial é muito similar ao uso de uma cadeira convencional, não requerendo treinamento muito complexo para adaptação do usuário ao equipamento.

4.2.4 Projeto do Conjunto Aro, cubo e roda

O cubo de roda tem projeto especial para o acoplamento diferenciado entre a roda em cambagem e o aro propulsor ortogonal (Figura 72). Conforme demonstrado na Figura 72c, o projeto de cubo compreende um encaixe para o aro de propulsão

(05) com rolamentos alinhados (07) ao eixo motor (01), e rolamentos angulados (06) para as rodas. A cambagem é obtida pela descentragem de uma bucha (03) montada sobre um eixo vazado (02) no qual atua o eixo de tração.

Figura 72. Solução mecânica de cubo para acoplamento assimétrico entre aro e roda. (a) roda em vista lateral; (b) roda em vista frontal, com apresentação dos pinos de arraste; (c) detalhamento do cubo (corte A-A).

Além dos benefícios específicos da cambagem das rodas traseiras (maior estabilidade e mais facilidade em manobras de giro), haverá espaço para colocação

do polegar entre a roda e o aro propulsor, possibilitando ao usuário utilizar-se de diferentes formas de preensão manual do aro.

O acoplamento entre o motor e as rodas tem características especiais para possibilitar a atuação do motor quando a cadeira movimenta-se para frente, bem como as manobras de movimento reverso das rodas sem resistência do motor. Para isto, foi projetado um sistema de acoplamento unidirecional das rodas ao eixo do motor. Este componente irá proporcionar sentido de retorno de giro livre, ou seja, as rodas poderão ser rodadas para trás sem atuação do motor. Esta característica é essencial para a realização de manobras de giro e recuo, que são frequentemente realizadas na mobilidade diária. Já em declives, o motor ficará estacionário (sem consumo de energia), e a cadeira terá o giro de suas rodas livres.

A solução mecânica para a implementação desta proposta foi separar a ação motora do aro de propulsão da roda. Assim, o eixo propulsor atua a roda de propulsão (aro + alma) que, por sua vez, atua a roda – livre em relação ao eixo - através do pino de arraste (Figura 73).

Figura 73. Representação esquemática para transmissão com acoplamento unidirecional.

Em um projeto alternativo, o eixo de propulsão atua a roda que pode receber ajuda do aro de propulsão através do pino de arraste (Figura 74).

Figura 74. Projeto alternativo para atuação do acoplamento unidirecional.

A roda de propulsão é composta pelo aro propulsor, alma, cubo e pinos de arraste. Mecanicamente, na opção representada pela Figura 73 ela é fixada rigidamente ao eixo de propulsão pelo seu cubo. A alma recebe os pinos de arraste que transmitirão o esforço manual para a roda. Na alma, entre o pino de arraste e o aro propulsor, são posicionados sensores de força que farão a leitura do esforço mecânico (força tangencial ao aro) feito pelo usuário. Na opção da Figura 74, a roda de propulsão ficará com giro livre em relação ao eixo, e através dos pinos de arraste fará o diferencial do esforço entre o motor e o usuário. Portanto, nesta opção os pinos de arraste serão menos solicitados.

4.2.5 Sensoriamento

As informações de entrada para o controle da assistência oferecida pelo servomotor ao usuário são necessárias para a interação síncrona entre usuário e máquina. Para isto, tanto as forças manuais aplicadas ao aro quanto à velocidade angular das rodas são dados importantes para o controle da atuação do motor. De acordo com as Tabelas 14 e 15, o dispositivo mais adequado para detecção das forças manuais aplicadas ao aro é a célula de carga, tendo a precisão na medida

como o principal fator de decisão. O sensor de posição para verificação do deslocamento e velocidade das rodas mais adequado para aplicação neste projeto é o encoder, pois pode ser instalado de forma alinhada ao eixo da roda e, desta forma, apresentar alta confiabilidade em sua medida.

Tabela 14 – Matriz de decisão para sensor de força nas rodas traseiras.

Número do Critério	Critérios	Fator de Importancia (Wi)	Variantes (sistemas)			
			1 (V1)		2 (V2)	
			v1	WixV1	v2	WixV2
1	Custo	2	5	10	3	6
2	Sinal	5	4	20	4	20
3	Precisão	4	5	20	3	12
4	Itens comerciais	4	5	20	4	16
5	Adaptabilidade	3	4	12	3	9
Valor Global			82		63	
Valor Global Ponderado			0,911		0,700	

Legenda. V1 – célula de carga; V2 – torquímetro.

Tabela 15 – Matriz de decisão para seleção do sensor de posição.

Número do Critério	Critérios	Fator de Importância (Wi)	Variantes (sistemas)			
			1 (V1)		2 (V2)	
			v1	WixV1	v2	WixV2
1	Custo	2	1	2	5	10
2	Precisão	3	4	12	3	9
3	Sinal	5	3	15	5	25
4	Itens comerciais	4	4	16	5	20
5	Adaptabilidade	4	4	16	3	12
Valor Global			61		76	
Valor Global Ponderado			0,678		0,844	

Legenda. V1 – acelerômetro; V2 – encoder.

4.2.6 Princípios de Funcionamento da Motorização Servo-assistida

Além do sensoriamento das rodas, o sistema deve compreender o processamento destas informações em um controlador, de forma a determinar a assistência motorizada adequada à ordem motora do usuário. A Figura 75 apresenta, de forma simplificada, a cadeia de eventos que determinam a assistência motorizada a partir das forças aplicadas pelo usuário nos aros propulsores.

Figura 75. Cadeia cinemática de controle da assistência motorizada para a propulsão manual.

O usuário, ao impor uma força tangencial (F_t) no aro propulsor, faz a cadeira se movimentar, e dois sensores, respectivamente célula de carga e encoder óptico, registram a força aplicada e a velocidade do movimento gerado. Uma placa de aquisição de dados (DAQ) recebe estas informações e envia para o processamento em computador, gerando interpretações a partir da questão elementar: o usuário quer se locomover? Se sim, o computador gera um ordem motora ao controlador (*driver*) do motor, que atuará nas rodas com torque adicional ajustável (k). Se o usuário não deseja se locomover, por exemplo, ao aplicar força no aro para manter a cadeira estacionária em uma rampa em auge, o motor não é acionado. Para movimento posterior (em ré), a cadeira fica livre de leitura e ação motora.

A aplicação de força no aro propulsor pode desencadear uma série de eventos que, em última análise, determinam o pacote de assistência motorizada complementar à propulsão manual. Em condições de locomoção em terreno plano e regular, a sequência lógica de eventos que definem a assistência motorizada pode ser observada na Figura 76.

Figura 76. Sequência lógica para atuação do sistema de motorização servo-assistida em terreno plano.

Inicialmente, tanto a aplicação de força quanto o movimento das rodas são condições essenciais para que o motor seja ativado. Para evitar a atuação do motor em manobras de pequenos deslocamentos, só haverá ação do motor a partir da combinação do segundo toque com o deslocamento angular mínimo de 180° em cada roda. Estas duas condições, quando presentes conjuntamente, definem para o sistema, a intenção de se locomover. Assim, os suaves toques e pequenos deslocamentos da cadeira comuns na locomoção diária não serão iniciadores do

processo de atuação do motor e, portanto, são realizados da mesma maneira que uma cadeira manual convencional. A Figura 76 apresenta o processamento lógico do sistema a partir da aplicação de força pelo usuário no(s) aro(s). O torque do motor após a primeira impulsão amplifica a força tangencial aplicada ao aro de forma proporcional ao torque e velocidade medidos, em uma razão (k) que pode ser também ajustada pelo usuário conforme seu desejo e necessidade de auxílio. A velocidade de rotação do motor é determinada pela velocidade angular (w) da roda em seu deslocamento durante a impulsão manual do usuário (não ultrapassando 60 rpm, ou seja, aproximadamente 7 km/h).

Antes de iniciar a descrição sobre a programação para assistência em trajetórias curvas, algumas considerações devem ser feitas sobre a motorização assistida proposta neste projeto. Em uma cadeira de rodas manual, o usuário só consegue fazer a cadeira girar ou assumir trajetória curva quando impulsiona os aros propulsores. A partir do momento em que as mãos não estão mais em contato com os aros, a cadeira assume trajetória retilínea. O sistema de motorização assistida deve manter esta característica para garantir a dirigibilidade ao usuário.

A amplificação das forças aplicadas ao aro de forma individual em cada roda altera a dirigibilidade em trajetórias curvas. Ao analisar o caso das cadeiras manuais com assistência motorizada individual para cada roda, é possível compreender as implicações indesejáveis ao usuário. Quando este aplica força propulsora para mover-se anteriormente porém de forma assimétrica entre as duas rodas, o motor da roda cuja força foi maior atuará com mais torque em relação à outra. Como resultado, imediatamente após o usuário liberar as mãos do aro (no balanceio posterior para iniciar outro toque), a cadeira permanece em trajetória curva. Altera-se, portanto, a mecânica básica da locomoção em cadeiras manuais. Talvez este possa ser um dos motivos pelos quais os equipamentos manuais com motorização assistida não tenham obtido sucesso idealizado.

Para este projeto, a motorização individual para ambas as rodas traseiras e transmissão através de diferencial mecânico não altera a dirigibilidade do equipamento. Assim, apesar de a motorização amplificar o torque para ambas as rodas, a trajetória curva só é possível através da impulsão manual assimétrica nos dois aros. Quando as mãos liberam os aros, a cadeira assume trajetória retilínea, da

mesma forma que ocorre com um equipamento manual. Portanto, não há necessidade de programação específica do controlador para trajetória curva.

A locomoção em aclives representa uma barreira muitas vezes intransponível ao usuário de cadeira de rodas manual. É, portanto, um dos objetivos da cadeira de rodas servo-assistida possibilitar a mobilidade independente em terrenos inclinados. Para isto, há a necessidade de que esta condição seja reconhecida pelo sistema. Um acelerômetro inercial, capaz de detectar inclinações do equipamento, é instalado no quadro (estrutura) da cadeira de rodas em posição centralizada e, através do dispositivo de aquisição de dados, fornece informações sobre a inclinação do equipamento ao processador.

A atuação do motor em plano inclinado (aclive) tem características específicas e é controlada a partir de programação deflagrada pelo sinal do acelerômetro, indicando inclinação do equipamento (Figura 77). A atuação do motor em plano inclinado é deflagrada a partir da primeira força aplicada ao aro. Assim, as duas condições para ativação do motor são: força tangencial aplicada nos aros propulsores; movimento anterior das rodas. A atuação a partir do primeiro impulso faz-se necessário para evitar a movimentação para trás da cadeira (descendo a rampa). A detecção de movimento pelos encoders é também necessária para definir a intenção de movimento, pois a aplicação de força nos aros sem movimento pode ser desejada pelo usuário para manter-se em plano inclinado sem movimento retrógrado.

Uma vez detectado movimento a partir de uma força tangencial aplicada ao aro, o motor atuará nas rodas com um torque de força duas vezes maior do que a força medida nos aros, com uma velocidade fixa de 12 RPM (aproximadamente 3 km/h). A utilização de velocidade fixa em rampas e aclives tem por objetivo garantir mobilidade e segurança. Mesmo após seguidas aplicações de força nas rodas, o motor atuará provendo a mesma velocidade.

Figura 77. Diagrama lógico para atuação do motor em acríveis.

Quando a locomoção ocorre em declives cuja inclinação é maior que 2°, não há atuação do motor (detectados pelo acelerômetro), ou seja, tanto a aceleração quanto a frenagem é dependente do usuário. Esta é uma decisão que visa, prioritariamente, a segurança durante a mobilidade com o equipamento. Ainda, o sistema deve permitir a desativação do motor a um comando do usuário. Em qualquer situação de locomoção, a aplicação de uma força nos aros em sentido contrário à propulsão para frente, podendo ser a frenagem das rodas através do contato manual com os aros ou mesmo um toque dos aros para trás, o motor é instantaneamente desativado. Esta é uma medida para garantir ao usuário o controle da atuação do motor, sendo de especial importância nas situações em que a interrupção da assistência motorizada faz-se necessária.

Para uma atuação suave do motor, sua iniciação e finalização ocorrerá, respectivamente, através de rampas de aceleração e desaceleração (Figura 78).

Desta forma, são prevenidos movimentos bruscos repentinos da cadeira, garantindo uma interação harmônica entre usuário e equipamento. As rampas de aceleração e desaceleração do motor são programadas no processador, e sua execução é garantida pela utilização do controlador (*driver*) 4-Q-EC Amplifier DEC 70/10 (Maxon Motors, Suíça), que permite ajuste das rampas durante o comando da atuação do motor. Ambos os segmentos de rampa - ascendente e descendente – são aplicados, cada um, por um terço do tempo de torque estável (*plateau*).

Figura 78. Distribuição de tempo para entrada, manutenção e retirada do torque de atuação do motor.

4.2.7 Apresentação da versão final do conceito

A aplicação conjunta dos conhecimentos científicos relacionados à ergonomia, biomecânica e engenharia resultou em um projeto conceitual de rodas servo-assistida, cujo aspecto visual é muito semelhante ao de um equipamento manual convencional (Figura 79). O acoplamento assimétrico entre aro e roda resulta em um espaçamento de 48 mm entre ambos na região superior para o usuário posicionar a mão durante a impulsão do aro.

Figura 79. Modelo geométrico da cadeira de rodas servo-assistida: vista frontal.

A utilização de um único motor para atuação nas duas rodas traseiras reduz a complexidade do sistema, e centraliza na caixa motora a maior parte da massa adicionada pelos componentes do sistema de motorização (Figura 80).

Figura 80. Cadeira de rodas servo-assistida: perspectiva isométrica.

A interação virtual entre usuário e cadeira de rodas demonstra sua similaridade visual com as cadeiras manuais convencionais (Figura 81). O posicionamento dos componentes referentes ao sensoriamento, controle e abastecimento energético (não demonstrados no modelo geométrico virtual) são

previstos para ocupar o espaço interno a caixa motora o espaço entre esta e o assento, em posição central.

Figura 81. Modelo geométrico do equipamento e interação virtual com o usuário.

4.2.8 Protótipo Físico

A montagem do protótipo foi realizada tendo como base a estrutura da cadeira de rodas, confeccionada em perfis de aço 1020 oco (20x20 mm), apresentada na Figura 82.

(a)

(b)

Figura 82. Estrutura da cadeira em perfis de aço: (a) vista lateral; (b) perspectiva isométrica.

Ajustes de projeto foram necessários para a montagem harmônica dos demais componentes na estrutura da cadeira, realizados através do corte e soldagem dos perfis de aço. Tais ajustes referem-se principalmente ao posicionamento do conjunto motor/diferencial mecânico na caixa motora (FIGURA 83), e ao posicionamento dos *casters*. Ressalta-se que os ajustes realizados não modificaram o projeto e seus fundamentos mecânicos e biomecânicos.

Figura 83. Posicionamento do conjunto motor-diferencial na caixa motora.

Os *casters* foram instalados na estrutura através de um tubo metálico de 38 mm de diâmetro, dentro do qual dois rolamentos garantem a livre movimentação dos *casters* em torno de um eixo vertical (Figura 84). A rotação dos *casters* sobre o eixo vertical é resultante da trajetória definida pelo movimento das rodas traseiras, e deve ter livre movimentação em toda sua amplitude de rotação no eixo vertical (360°).

Figura 84. Posicionamento e suporte dos *casters* na estrutura da cadeira de rodas.

O sistema de acoplamento assimétrico entre roda e aro propulsor no eixo possibilitou maior espaço para o contato das mãos ao aro, sendo mantidos os benefícios da cambagem (aumento da base de suporte, maior estabilidade e facilidade nas manobras de giro) das rodas traseiras (Figura 85). Enquanto o aro propulsor tem seu eixo de rotação coincidente com o eixo motor, as rodas traseiras possuem inclinação de 5° devido à sua ligação ao eixo motor através de uma buxa excêntrica.

(a)

(b)

Figura 85. Acoplamento assimétrico das rodas traseiras e aros propulsores permite melhor acesso das mãos ao aro: (a) polegar apoiado na superfície superior do aro; (b) polegar envolve a face interna do aro.

A atuação do usuário nas rodas ocorre através da impulsão do aro propulsor que, através do pino de arraste, atua na roda traseira (Figura 86). Esta solução permite a atuação do aro acoplado à roda de forma assimétrica.

Figura 86. Atuação mecânica do aro propulsor na roda: pinos de arraste.

A unidade de motorização é composta pelo motor, redutor, diferencial mecânico e bateria elétrica para alimentação. Todo este conjunto é localizado na caixa motora, abaixo do assento (Figura 87).

Figura 87. Caixa motora: componentes de motorização.

O protótipo físico, em sua versão final, é apresentado na Figura 88, e a interação entre usuário e equipamento pode ser observada na Figura 89.

(a)

(b)

Figura 88. Protótipo físico em perspectiva isométrica: (a) anterior; (b) posterior.

Figura 89. Cadeira de rodas servo-assistida: posicionamento do usuário.

5 CONCLUSÕES

O conceito da nova cadeira de rodas servo-assistida foi apresentado neste trabalho. Diferentes áreas de conhecimento foram integradas, respeitando a evolução histórica da tecnologia de cadeira de rodas manual e agregando no projeto as ciências da ergonomia, biomecânica e engenharia. O nível tecnológico da atualidade, principalmente com relação ao controle e atuação, faz com que complexas ideias sejam realizadas com sofisticação por tecnologias cada vez mais acessíveis, sendo contempladas neste projeto.

Este estudo apresenta o projeto conceitual e protótipo de uma cadeira de rodas manual servo-assistida para reduzir a demanda de trabalho do usuário durante a propulsão manual, e favorecer a mobilidade independente, em especial nos deslocamentos de longas distâncias e em aclives. Desta forma, o custo ao usuário inerente ao uso prolongado de uma cadeira manual, ou seja, a demanda elevada, lesão dos membros superiores é reduzida e postergada. Em consequência, a funcionalidade e independência podem ser garantidas por mais tempo.

A integração de conceitos ergonômicos, antropométricos e dinâmica da mobilidade em cadeiras manuais resultou no projeto de uma cadeira de rodas configurada de forma a oferecer o melhor desempenho e conforto na mobilidade. O controle da assistência motorizada ajustável aos esforços do usuário é obtida a partir da combinação tecnológica de um servo-motor controlado a partir do processamento de informações provenientes do sensoriamento das rodas.

O sistema de motorização assistida proposto é inovador ao utilizar um único motor para ambas as rodas traseiras, e transmissão motora através de diferencial mecânico. Desta forma, a atuação do sistema é simplificada e a dirigibilidade da cadeira mantida muito semelhante a uma cadeira de rodas manual convencional. Não são requeridos programas de controle de motorização específica para cada roda em trajetórias curvas, uma vez que o diferencial mecânico ajusta a diferença de rotação das rodas para o raio de curvatura imposto pelo usuário e, portanto, não há atuação assimétrica do motor nas rodas traseiras. Esta é uma característica essencial para o sucesso da implementação do protótipo, uma vez que a dinâmica

de interação entre usuário e equipamento durante a propulsão manual é mantida, porém com redução da demanda de trabalho.

A concepção do projeto envolveu também realização de estudos complementares que fundamentaram decisões para o projeto conceitual do equipamento. As conclusões dos referidos estudos aplicáveis ao presente projeto são:

- ✓ Na instrumentação de componentes para motorização da cadeira de rodas, deve-se interferir o mínimo possível na geometria e distribuição de massa do equipamento, afim garantir a dirigibilidade do usuário ao não alterar de forma intensa a inércia rotacional do sistema;
- ✓ A localização dos componentes do sistema de motorização assistida deve ser centralizada, o mais próximo possível do referencial o centro de massa da cadeira de rodas;
- ✓ A utilização de um aro de propulsão concebido a partir de conceitos ergonômicos proporciona distribuição redução das forças de contato na superfície manual, sendo este um desfecho positivo para a melhora do conforto nas mãos do usuário;
- ✓ De forma preliminar, o aro dactilo-anatômico de formato singular e maiores dimensões do que o aro metálico cilíndrico convencional não alterou os ângulos articulares de ombro e cotovelo na movimentação dos membros superiores durante a propulsão manual.

A interação do usuário com o equipamento, simulada em ambiente virtual, validou o projeto de configuração e dimensionamento da estrutura da cadeira, em especial do conjunto assento/encosto e o posição das rodas, adequando-se as dimensões do equipamento às características antropométricas de 50% da população brasileira.

O projeto de acoplamento assimétrico entre aro propulsor e roda apresenta características inovadoras, e provê ao usuário maior espaço entre o aro e a roda em suas porções superiores, justamente onde o contato manual ocorre. Desta forma, o usuário pode variar sua empunhadura enquanto impulsiona o aro propulsor, favorecendo-se da maior superfície de contato para as mãos, o que reduz a

concentração de pressão nos pontos e contato. A solução mecânica que viabiliza esta inovação é o acoplamento assimétrico entre aro ortogonal e roda em cambagem com a utilização de uma alma que une o aro ao eixo e que, através de pinos de arraste, atua na roda.

Estudos futuros podem contribuir para a validação e aprimoramento do projeto da cadeira de rodas servo-assistida. Uma vez que a redução da demanda de trabalho é um de seus propósitos, a avaliação da atividade elétrica dos músculos atuantes na propulsão manual, bem como a avaliação do consumo energético através do exame dos gases respiratórios podem verificar a redução na carga de trabalho ao usuário e sua magnitude, em caso de comprovação desta hipótese. Além disso, estudos com usuários em circuitos que compreendam locomoção em trajetórias variadas e em diferentes inclinações de terreno podem fornecer importantes informações com relação ao desempenho na mobilidade. Finalmente, estudos de acompanhamento a médio prazo da utilização por usuários do equipamento em sua rotina diária possibilitarão uma análise da adaptação do usuário à cadeira de rodas em seu ambiente, desempenhando suas atividades diárias. A caracterização e quantificação da mobilidade por um período prolongado demonstrará se o equipamento proposto implica em melhora da mobilidade geral do usuário. Seus resultados poderão ser comparados com estudos recentes descritivos da mobilidade diária em cadeira de rodas, e desta forma poderão ser identificados os aspectos de diferenciação entre os equipamentos com relação à locomoção diária.

REFERÊNCIAS¹

AHSING, T.P.; HOPPING, J.M.; OWEN, A.R.; STEHNEJEM, J.C. **Power-assisted wheelchair**, US Patent US5234066, 1993.

ALGOOD, S.D.; COOPER, R.A.; FITZGERALD, S.G.; COOPER, R.; BONINGER, M.L. Effect of a pushrim-activated power-assist wheelchair on the functional capabilities of persons with tetraplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.86, p.380-386, 2005.

ALGOOD, S.D.; COOPER, R.A.; FITZGERALD, S.G.; COOPER, R.; BONINGER, M.L. Impact of a pushrim-activated powerassisted wheelchair on the metabolic demands, stroke frequency, and range of motion among subjects with tetraplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.85, p.1865-1871, 2004.

ALIURE, J.; ELTORAI, I.; BRADLEY, W.E.; LIN, J.E.; JOHNSON, B. Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. **Paraplegia**, v.23, p. 182-186, 1985.

ALM, M.; SARASTE, H.; NORRBRINK, C. Shoulder pain in persons with thoracic spinal cord injury: Prevalence and characteristics. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v.40, p.277–283, 2008.

ALVES, M.F. **ABC das máquinas elétricas**. Departamento de Engenharia Eletrotécnica – Instituto Superior de Engenharia do Porto (ISEP). Portugal, 2003, 59p. Disponível em: http://ave.dee.isep.ipp.pt/~mjf/PubDid/ABC_ME.pdf

AMBROSIO, F.; BONINGER, M.L.; SOUZA, A.L.; FITZGERALD, S.G.; KOONTZ, A.M.; COOPER, R.A. Biomechanics and Strength of Manual Wheelchair Users. **Journal of Spinal Cord Medicine**, v.28, p.407-414, 2005.

ARVA, J.; FITZGERALD, S.G.; COOPER, R.A.; BONINGER, M.L. Mechanical efficiency and user power requirement with a pushrim activated power assisted wheelchair. **Medical Engineering & Physics**, v.23, p.699-705, 2001.

ASIMOW M. Introdução ao projeto de Engenharia. São Paulo: Mestre Jou, 1968, 171p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 9050: Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos**. 2ª ed. Rio de Janeiro: ABNT, 2004, 97 p.

¹De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR ISO 7176-7: Parte 7: Medição de dimensões de assentos e rodas**. Rio de Janeiro: ABNT, 2009, 47p.

AVAKIAN, E.A. **Drive System For Wheelchairs Or The Like**. US Patent US5427193, 1995.

AXELSON, P.; CHESNEY, D.Y.; MINKEL, J.; PERR, A.. IN: WONG, K.; PASTERNAK, M. **The Manual Wheelchair Training Guide**. Santa Cruz: Pax Press, 1998:3–11.

BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V.J. **Instrumentação e Fundamentos de Medidas**, vol. 2, 1ª Ed., LTC: Rio de Janeiro, 2007, 674p.

BOHANNON, R.W. Number of pedometer-assessed steps taken per day by adults: a descriptive meta-analysis. **Physical Therapy**, v.87, n.12, p. 1642–1650, 2007.

BONINGER, M.L.; KOONTZ, A.M.; SISTO, S.A.; DYSON-HUDSON, T.A.; CHANG, M.; PRICE, R.; COOPER, R.A. Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: recommendations based on CULP-SCI investigations. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.42, p. 9–19, 2005.

BONINGER, M.L.; IMPINK, B.G.; COOPER, R.A.; KOONTZ, A.M. Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v.85, p.1141-1145, 2004.

BONINGER, M.L.; BALDWIN, M.; COOPER, R.A. KOONTZ, A.; CHAN, L. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.81, p.608-613, 2000.

BONINGER, M.L.; COOPER, R.A.; BALDWIN, M.A.; SHIMADA, S.D.; KOONTZ, A. Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.80, p.910-915, 1999.

BONINGER, M.L.; COOPER, R.A.; SHIMADA, S.D.; RUDY, T.E. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. **Spinal Cord**, v.36, p. 418-426, 1998.

BREGMAN, D.J.; VAN DRONGELEN, S.; VEEGER H.E. Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient? **Clinical Biomechanics**, v.24, n.1, p.13-19, 2009.

BRITO, R.M. **Sistema elétrico-eletrônico para medição de torque em dispositivos girantes utilizando extensômetros de resistência elétrica.** 1994. 145f. Tese (Doutorado em Engenharia) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1994.

BROADHEAD, D.G.; HOBSON, B.M. **Power Assist Device For A Wheelchair.** US Patent US5222567, 1993.

BRUBAKER, C. E. Wheelchair Prescription: An Analysis of Factors That Affect Mobility and Performance. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.23, n.4, p.19–26, 1986.

BURNHAM, R.S.; STEADWARD, R.D. Upper extremity peripheral nerve entrapments among wheelchair athletes: prevalence, location, and risk factors. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.75, pp;519–524, 1994.

BUTTS, F.B.; GOWEN, J.D. **Manual Wheelchair Power Assist.** US Patent US2011/0209931, 2011.

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

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

COOPER, R.A.; TOLERICO, M.; KAMINSKI, B.A.; SPAETH, D.; DING, D. Quantifying wheelchair activity of children: a pilot study. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 12, p. 977–983, 2008.

COOPER, R.A.; WOLF, E.; FITZGERALD, S.G.; BONINGER, M.L.; ULERICH, R.; AMMER, W.A. Seat and footrest shocks and vibrations in manual wheelchairs with and without suspension. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v.84, p. 96-102, 2003.

COOPER, R.A.; THORMAN, T.; COOPER, R.; DVORZNAK, M.J.; FITZGERALD, S.G.; AMMER, W.; SONG-FENG, G.; BONINGER, M.L. Driving characteristics of

electric-powered wheelchair users: How far, fast, and often do people drive? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.83, pp.250–255., 2002.

COOPER, R.A.; FITZGERALD, S.G.; BONINGER, M.L.; PRINS, K.; RENTSCHLER, A.J.; ARVA, J.; O'CONNOR, T.J. Evaluation of a pushrim-activated power-assisted wheelchair. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.82, p.702-708, 2001.

COOPER, R.A. Wheelchair racing sports science: a review. **Journal Rehabilitation Research and Development**, v.27, p.295–312, 1990.

COOPER, R.A. An arm powered racing bicycle. **Assistive Technology**, v.1, p.71-75, 1989.

COWAN, R.E.; NASH, M.S.; COLLINGER, J.L.; KOONTZ, A.M.; BONINGER, M.L. Impact of surface type, wheelchair weight, and axle position on wheelchair propulsion by novice older adults. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v.90, p.1076-1083, 2009.

CURTIS, K. A.; DRYSDALE, G. A.; LANZA, R. D.; KOLBER, M.; VITOLO, R. S.; WEST, R. Shoulder Pain in Wheelchair Users with Tetraplegia and Paraplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.80, n.4, p.453–457, 1999.

DAVIDOFF, G.; WERNER, R.; WARING, W. Compressive mononeuropathies of the upper extremity in chronic paraplegia. **Paraplegia**, v. 29, p.17-24, 1991.

DEDINI, F.G.; LOMBARDI, A.R.. **Sensoriamento De Rodas Para Uma Cadeira De Rodas Servo-Assistida**, Patente Instituto Nacional de Propriedade Intelectual (INPI), PI 0500449-7, 2006.

DE GROOT, S.; VEEGER, H.E.; HOLLANDER, A.P.; VAN DER WOUDE, L.H. Effect of wheelchair stroke pattern on mechanical efficiency. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.83, n.8, p.640-649, 2004.

DESROCHES, G.; AISSAOUI, R.; BOURBONNAIS, D. Relationship between resultant force at the pushrim and the net shoulder joint moments during manual wheelchair propulsion in elderly persons. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 89, p. 1155-1161, 2008.

DESROCHES, G, AISSAOUI R, BOURBONNAIS D. Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.43, n.7, p.871-882, 2006.

DIERUF, K.; EWER, L.; BONINGER, D. The natural-fit handrim: factors related to improvement in symptoms and function in wheelchair users. **Journal of Spinal Cord Medicine**, v.31, p.578-585, 2008.

DIGIOVINE, C.P.; KOONTZ, A.M.; BONINGER, M.L. Advances in manual wheelchair technology. **Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation**, v.11, n.4, p.1-14, 2006.

EICHOLTZ, M.R. **Design and analysis of an inertial properties measurement device for manual wheelchairs**. Master Thesis - Master of Science in the School of Mechanical Engineering. Georgia Institute of Technology, August, 2010, 106 p.

ENGSTROM, B. **Ergonomic seating: a true challenge**. Posturalis: Sweden, 2002, 247p.

FAUPIN, A.; CAMPILLO, P.; WEISSLAND, T.; GORCE, P.; THEVENON, A. The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, 2004, 41(3B):421–428.

FELISBERTO, L.C. **Contribuição para o estudo de uma fresadora CNC de pequeno porte com cabeçote universal reversível do tipo “P. Huré”**. 1994. 145f. Dissertação (Mestrado) – Departamento de Engenharia Mecânica - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1994.

FREIXES, O.; FERNÁNDEZ, S.A.; GATTI, M.A.; CRESPO, M.J.; OLMOS, L.E.; RUBEL, I.F. Wheelchair axle position effect on start-up propulsion performance of persons with tetraplegia. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.47, n.7, p.661-668, 2010.

GAINES, R.F.; LA, W.H. User's responses to contoured wheelchair handrims. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.23, p.57–62, 1986.

GELLMAN, H.; CHANDLER, D.R.; PETRASEK, J.; SIE, I.; ADKINS, R.; WATERS, R.L. Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. **Journal of Bone and Joint Surgery American**, v.60, p.517-519, 1988.

GINER-PASCUAL, M.; ALCANYIS-ALBEROLA, M.; MILLAN-GONZÁLEZ, L.; AGUILAR-RODRÍGUEZ, M.; QUEROL, F. Shoulder pain in cases of spinal injury: influence of the position of the wheelchair seat. **International Journal of Rehabilitation Research**, v.34, n.4, p.282-289, 2011.

GORCE, P.; LOUIS, N. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: Influence of wheelchair settings. **Clinical Biomechanics**, v.27, p.7-15, 2012.

GORDON, J.; KAUZLARICH, J.J.; THACKER, J.G. Tests of two new polyurethane foam wheelchair tires. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.26, n.1, p.33-46, 1989.

GUPTA, S.V. Strain Gauge Load Cells. In: GUPTA, S.V. **Mass Metrology**. Netherlands: Springer, 2012. Cap. 5, p.89-120.

GUTIERREZ, D.D.; MULROY, S.J.; NEWSAM, C.J.; GRONLEY, J.K.; PERRY, J. Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 2. An electromyographic analysis. **Journal of Spinal Cord Medicine**, v.28, n.3, p.222-229, 2005.

HARRIS, J.D.; FOGDEN, M.F.; MEAD, G.F. **Wheelchairs**. US Patent US4125169, 1978.

HOBSON, D.A.; TOOMS, R.E. Seated lumbar/pelvic alignment: a comparison between spinal cord injured and non-injured groups. **Spine**, v.17, p.293-298, 1992.

HUGHES, B.; SAWATZKY, B.J.; HOL, A.T. A comparison of spinergy versus standard steel-spoke wheelchair wheels. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.86, n.3, p.596-601, 2005.

HWANG, S.; KIM, S.; SON, J.; KIM, Y. Torque and Power Outputs on Different Subjects during Manual Wheelchair Propulsion under Different Conditions. **Journal of the Korean Physical Society**, v.60, n.3, pp. 540-543, 2012.

ISO 7176-7:1998. **Wheelchairs - Method of Measurement of Seating and Wheel Dimensions – Part 7**. American National Standards Institute / Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America, 1998, 47 p.

KARMARKAR, A.M.; COLLINS, D.M.; KELLEHER, A.; DING, D.; OYSTER, M.; COOPER, R.A. Manual wheelchair-related mobility characteristics of older adults in nursing homes. **Disability and Rehabilitation**, v.5, n.6, p. 428–437, 2010.

KIRBY, R.L.; ATKINSON, S.M.; MACKAY, E.A. Static and dynamic forward stability of occupied wheelchairs: influence of elevated footrests and forward stabilizers. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.70, n.9, p.681-686, 1989.

KOONTZ, A.M.; ROCHE, B.M.; COLLINGER, J.L.; COOPER, R.A.; BONINGER, M.L. Manual wheelchair propulsion patterns on natural surfaces during start-up propulsion. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.90,n.11, p.1916-1923, 2009.

KOONTZ, A.M.; YANG, Y.; PRICE, R.; TOLERICO, M.L.; DIGIOVINE, C.P.; SISTO, S.A.; COOPER, R.A.; BONINGER, M.L. Multisite comparison of wheelchair propulsion kinetics in persons with paraplegia. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v.44, n.3, p.449–458, 2007.

KOONTZ, A.M.; YANG, Y.; BONINGER, D.S.; KANALY, J.; COOPER, R.A.; BONINGER, M.L.; DIERUF, F.; LYNETTE, E. Investigation of the Performance of an Ergonomic Handrim as a Pain-Relieving Intervention for Manual Wheelchair Users. **Assistive Technology**, v.18, n.2, p. 75-96, 2006.

KOONTZ, A.M.; COOPER, R.A.; BONINGER, M.L.; SOUZA, A.L.; FAY, B.T. Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 39, n. 6, p. 635-650, 2002.

KOTAJARVI, B.R.; SABICK, M.B.; AN, K.N.; ZHAO, K.D.; KAUFMAN, K.R.; BASFORD, J.R. The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.41, n. 3B, p.403-414, 2004.

KURFESS, T.R.; HODGSON, T.J. Metrology, Sensors and Control. In: **Micromanufacturing**. Netherlands: Springer, 2007. Cap. 5, p. 89-109.

KWARCIAK, A.M.; TURNER, J.T.; GUO, L.; RICHTER, W.M. Comparing handrim biomechanics for treadmill and overground wheelchair propulsion. **Spinal Cord**, v.49, n.3, p.457-462, 2011.

KWARCIAK, A.M.; YAROSSE, M.; RAMANUJAM, A.; DYSON-HUDSON, T.A.; SISTO, S.A. Evaluation of wheelchair tire rolling resistance using dynamometer-based coast-down tests. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.46, n.7, p.931-938, 2009.

LENTON, J.P.; VAN DER WOUDE, L.H.V.; FOWLER, N.E.; NICHOLSON, G.; TOLFREY, K.; GOOSEY-TOLFREY, V.L. Hand-rim forces and gross mechanical efficiency at various frequencies of wheelchair propulsion. **International Journal of Sports Medicine**, v.34, n.2, p.158-164, 2012.

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

LEVINE, J.A.; MCCRADY, S.K.; LANNINGHAM-FOSTER, L.M.; KANE, P.H.; FOSTER, R.C.; MANOHAR, C.U. The Role of Free-Living Daily Walking in Human Weight Gain and Obesity. **Diabetes**, v.57, p.548–554, 2008.

LEVY, C.E.; BUMAN, M. P.; CHOW, J.W.; TILLMAN, M.D.; FOURNIER, K.A.; GIACOBBI, P. Use of power assist wheels results in increased distance traveled compared with conventional manual wheeling. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, n. 8, p. 625–634, 2010.

LEVY, C.E.; CHOW, J.W.; TILLMAN, M.D.; HANSON, C.; DONOHUE, T.; MANN, W.C. Variable-ratio pushrim-activated power-assist wheelchair eases wheeling over a variety of terrains for elders. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.85, p.104-112, 2004.

LIGHTHALL-HAUBERT, L.; REQUEJO, P.S.; MULROY, S.J.; NEWSAM, C.J.; BONTRAGER, E.; GRONLEY, J.K.; PERRY, J. Comparison of shoulder muscle electromyographic activity during standard manual wheelchair and push-rim activated power assisted wheelchair propulsion in persons with complete tetraplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.90, p.1904-1915, 2009.

LOPRESTI, E.F. **Power apparatus for wheelchairs**. US Patent US7204328, 2007.

LIU, H.; PEARLMAN, J.; COOPER, R.; HONG, E.; WANG, H.; SALATIN, B.; COOPER, R.A. Evaluation of aluminum ultralight rigid wheelchairs versus other ultralight wheelchairs using ANSI/RESNA standards. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.47, n.5, p.441-456, 2010.

LOUIS, N.; GORCE, P. Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. **Clinical Biomechanics**, v.25, p.879-885, 2010.

MACPHEE, A.H.; KIRBY, R.L.; BELL, A.C.; MACLEOD, D.A. The effect of knee-flexion angle on wheelchair turning. **Medical Engineering & Physics**, v.23, p.275-283, 2001.

MASSE, L.C.; LAMONTAGNE, M.; O'RIAIN, M.D. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.29, p.12–28, 1992.

MAURER, C.L.; SPRIGLE, S. Effect of Seat Inclination on Seated Pressures of Individuals With Spinal Cord Injury. **Physical Therapy**, v.84, p.255-261, 2004.

MAXON MOTORS. **Online Catalog**. Disponível em: <http://www.maxonmotor.com/maxon/view/catalog/>. Acesso em 23 fev., 2013.

MEDOLA, F.O.; FORTULAN, C.A.; PURQUERIO, B.M.; ELUI, V.M.C. A new design for an old concept of wheelchair pushrim. **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, v.7, n.3, p.234-241, 2012a.

MEDOLA, F.O.; ELUI, V.M.C.; ASSAD, D.A.B.; PURQUERIO, B.M.; FORTULAN, C.A. **Development of a new wheelchair pushrim: a proposal based on ergonomics**. In: Abstract Book of the 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 28 August – 1 September 2012, San Diego, California, EUA, , p. 680, 2012b.

MEJIS, P.J.M.; VAN OERS, C.A.J.M.; VEEGER, H.E.J.; VAN DER WOUDE, L.H.V. The effect of seat height on the physiological response and propulsion technique in wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Science**, v.2, p. 104-107, 1989.

MERCER, J.L.; BONINGER, M.; KOONTZ, A.; REN, D.; DYSON-HUDSON, T.; COOPER, R. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. **Clinical Biomechanics**, v.21, n.8, p.781-789, 2006.

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

MOBILITY BASICS. Home Health Care Equipment Information: Frames. Disponível em: <<http://www.mobilitybasics.com/frames.php>>. Acesso em: 23 Jan. 2013.

MORIKAWA, S.R.K.; RIBEIRO, A.S.; REGAZZI, R.D.; VALENTE, L.C.G.; BRAGA, A.M.B. **Acelerômetro ótico triaxial**. In: 6a Conferência sobre Tecnologia de Equipamentos, Salvador, agosto de 2002. Disponível em: <http://www.aaende.org.ar/ingles/sitio/biblioteca/material/PDF/COTTi.pdf>

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

MUKHERJEE, G.; SAMANTA, A. Evaluation of ambulatory performance in an arm propelled three wheeled chair using heart rate as a control index. **Disability and Rehabilitation**, v.22, p.464-470, 2000.

MULROY, S.J.; NEWSAM, C.J.; GUTIERREZ, D.D.; REQUEJO, P.; GRONLEY, J.K.; HAUBERT, L.L. et al. Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 1. A kinetic analysis. **Journal of Spinal Cord Medicine**, v.28, n.3, p.214-221, 2005.

MULROY, S.J.; GRONLEY, J.K.; NEWSAM, C.J.; PERRY, J. Electromyographic activity of the shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v.77, n.2, p.187–193, 1996.

NASH, M.S.; KOPPENS, D.; VAN HAAREN, M.; SHERMAN, A.L.; LIPPIATT, J.P.; LEWIS, J.E. Power-assisted wheels ease energy costs and perceptual responses to wheelchair propulsion in persons with shoulder pain and spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.89, p.2080-2085, 2008.

OGLIARI, A. **Sistematização da concepção de produtos auxiliada por computador com aplicações no domínio de componentes de plástico injetados**. 1999, Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica), UFSC, Florianópolis, 1999.

ORENDURFF, M.S.; SCHOEN, J.A.; BERNATZ, G.C.; SEGAL, A.D.; KLUTE, G.K. How humans walk: bout duration, steps per bout, and rest duration. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.45, n.7, p. 1077–1090, 2008.

OYSTER, M.L.; KARMARKAR, A.M.; PATRICK, M.; READ, M.S.; NICOLINI, L.; BONINGER, M.L. Investigation of factors associated with manual wheelchair mobility in persons with spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.92, n.3, p. 484–490, 2011.

PAHL, G.; BEITZ, W. **Projeto na Engenharia**. 6 ed., São Paulo: Edgard Blücher, 2005.

PANERO, J.; ZELNIK, M. **Dimensionamento humano para espaços interiores: um livro de consulta e referência para projetos**. Barcelona: Ed. Gustavo Gili, 2002, 296p.

PARALYZED VETERANS OF AMERICA CONSORTIUM FOR SPINAL CORD MEDICINE. Preservation of upper limb function following spinal cord injury: A clinical guideline for health-care professionals. **Journal of Spinal Cord Medicine**, v.28, n.5, p. 434-470, 2005.

PARK, U.J.; JANG, S.H. The Influence of Backrest Inclination on Buttock Pressure. **Annals of Rehabilitation Medicine**, v.35, p. 897-906, 2011.

PERDIOS, A.; SAWATZKY, B.J.; SHEEL, A.W. Effects of camber on wheeling efficiency in the experienced and inexperienced wheelchair user. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.44, n.3, p.459-466, 2007.

PERKS, B.A.; MACKINTOSH, R.; STEWART, C.P.; BARDSLEY, G.I. A survey of marginal wheelchair users. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.31, p.297-302, 1994.

PURQUERIO, B.M.; FORTULAN, C.A.; SILVEIRA, Z.C. **Notas de aula: Projeto mecânico** – Disciplina SEM 0241, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2012.

PUSCH, M.; KLINGEBIEL, K.H.; BRENDL, T. **Power assisted manually propelled vehicle and wheel assembly thereof**. US Patent US6092615, 2000.

RACHE, M.A.M. **Mecânica Diesel: Caminhões, Pick-ups e Barcos**. São Paulo: Editora Hemus, p. 297-300, 2004.

RAMOS, D.T.L.; ANTUNES, L.F.B. **Metodologia De Projeto Aplicada Ao Projeto Da Propulsão De Uma Cadeira De Rodas Inteligente**. Trabalho de Conclusão de Curso, Graduação em Engenharia Mecatrônica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2012, 72p.

RAO, S.S.; BONTRAGER, E.L.; GRONLEY J.K.; NEWSAM, C.J.; PERRY, J. Three-dimensional kinematics of wheelchair Propulsion. **IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering**, v. 4, n. 3, p.152-160, 1996.

REQUEJO, P.S.; LEE, S.E.; MULROY, S.J.; HAUBERT, L.L.; BONTRAGER, E.L.; GRONLEY, J.K.; PERRY, J. Shoulder Muscular Demand During Lever-Activated Vs Pushrim Wheelchair Propulsion in Persons With Spinal Cord Injury. **Journal of Spinal Cord Medicine**, v.31, pp. 568–577, 2008.

RICHARDSON, R.R.; MEYER, P.R. Prevalence and incidence of pressure sores in acute spinal cord injuries. **Paraplegia**, v.19, p. 235-247, 1981.

RICHTER, W.M.; RODRIGUEZ, R.; WOODS, K.R.; KARPINSKI, A.P.; AXELSON, P.W. Reduced finger and wrist flexor activity during propulsion with a new flexible handrim. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 87, p. 1643-1637, 2006.

RICHTER, W.M. The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach. **Medical Engineering and Physics**, v.23, p. 707-712, 2001.

RODRIGUES, C.J.; FIEL, D.; SILVA, T. **Monitoramento de Câmera via Internet**. Engenharia de Computação em Revista, 2011. Disponível em: <http://www3.iesam-pa.edu.br/ojs/index.php/computacao/article/view/848/604>

SALZBERG, C.A.; BYRNE, D.W.; CAYTEN, C.G.; VAN NIEWERBURGH, P.; MURPHY, J.G.; VIEHBECK, M. A new pressure ulcer risk assessment scale for individuals with spinal cord injury. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.75, p.96-104, 1996.

SAMUELSSON, K.; LARSSON, H.; THYBERG, M.; GERDLE, B. Wheelchair seating intervention. Results from a client-centred approach. **Disability and Rehabilitation**, v.23, p.677-682, 2001.

SAWATSKY, B.; KIM, W.; DENISON, I. The ergonomics of different tyres and tyre pressure during wheelchair propulsion. **Ergonomics**, v.47, n.14, p.1475-1483, 2004.

SHORE, S.L. Use of economical wheelchair in India and Peru: impact on health and function. **Medical Science Monitor**, v.14, p. 71-9, 2008.

SIE, I.H.; WATERS, R.L.; ADKINS, R.H.; GELLMAN, H. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. **Archive of Physical Medicine Rehabilitation**, v.73, pp. 44-48, 1992.

SILVA, D.C.; PASCHOARELLI, L.C. **Force patterns assessment in precision and force prehensions**. Em: Annals of the International Congress of Design Research: 2009; Bauru, SP, Brasil, p.1234-1241, 2009.

SIMMONS, S.F.; SCHNELLE, J.F.; MACRAE, P.G.; OUSLANDER, J.G. Wheelchairs as mobility restraints: predictors of wheelchair activity in non-ambulatory nursing home residents. **Journal of American Geriatric Society**, v.43, p.384-348, 1995.

SMITH, T.W. **Power conversion kit for wheelchair.** US Patent US5350032, 1994.

SMITH, P.A.; GLASER, R.M.; PETROFSKY, J.S. Arm crank vs handrim wheelchair propulsion: metabolic and cardiopulmonary responses. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v.64, p.249-254, 1983.

SONENBLUM, S.E.; SPRIGLE, S.; LOPEZ, R.A. Manual Wheelchair Use: Bouts of Mobility in Everyday Life. **Rehabilitation Research Practice**, 2012;753165. doi: 10.1155/2012/753165. Epub 2012 Jul 15.

SONENBLUM, S.E.; SPRIGLE, S.; HARRIS, F.H.; MAURER, C.L. Characterization of power wheelchair use in the home and community. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v.89, p.486-491, 2008.

SPRIGLE, S. On "Impact of surface type, wheelchair weight, and axle position on wheelchair propulsion by novice older adults." **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.90, p.1073-1075, 2009.

STEINFELD, E.; MAISEL, J.; FEATHERS, D.; D'SOUZA, C. Anthropometry and standards for wheeled mobility: an international comparison. **Assistive Technology**, v.22, n.1, p.51-67, 2010.

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

TAKADA, Y. **Auxilliary Power Device Of Wheelchair.** US Patent US6481514, 2002.

TOLERICO, M.L.; DING, D. COOPER, R.A.; SPAETH, D.M.; FITZGERALD, S.G.; COOPER, R.; KELLEHER, A.; BONINGER, M.L. Assessing mobility characteristics and activity levels of manual wheelchair users. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.44, n.4, p.561–571, 2007.

TOMLINSON, J.D. Managing maneuverability and rear stability of adjustable manual wheelchairs: an update. **Physical Therapy**, v.80, n.9, p.904-911, 2000.

TRUDEL, G.; KIRBY, R.L.; ACKROYD-STOLARZ, S.A.; KIRKLAND, S. Effects of rear-wheel camber on wheelchair stability. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.78, n.1, p.78-81, 1997.

TSAI, C.Y.; LIN, C.J.; HUANG, Y.C.; LIN, P.C.; SU, F.C. The effects of rear-wheel camber on the kinematics of upper extremity during wheelchair propulsion. **BioMedical Engineering OnLine**, v.11, n.87, 2012.

UCHIYAMA, A. OGATA, H. **Power assisted wheelchair**. US Patent US6354390, 2002.

UCHIYAMA, A.; OGATA, H. **Electric power-assisted Wheelchair**. US Patent US5818189, 1998.

ULRICH, N.; YOERGER, D.R. **Power Assist Vehicle**. US Patent US6807465, 2004.

VALENT, L.J.M.; DALLMEIJER, A.J.; HOUDIJK, H.; SLOOTMAN, H.J.; JANSSEN, T.H.; POST, M.W.M. VAN DER WOUDE, L.H.V. Effects of Hand Cycle Training on Physical Capacity in Individuals With Tetraplegia: A Clinical Trial. **Physical Therapy**, v.89, p.1051-1060, 2009.

VAN DER LINDEN, M.L.; VALENT, L.; VEEGER, H.E.; VAN DER WOUDE, L.H. The effect of wheelchair handrim tube diameter on propulsion efficiency and force application (tube diameter and efficiency in wheelchairs). **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.4, n.3, p.123-132, 1996,

VAN DER WOUDE, L.H.V.; BOUW, A.; VAN WEGEN, J.; VAN AS, H.; VEEGER, D.; DE GROOT, S. Seat Height: Effects On Submaximal Hand Rim Wheelchair Performance During Spinal Cord Injury Rehabilitation. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v.41, p.143-149, 2009.

VAN DER WOUDE L.H.V.; DE GROOT, S.; JANSSEN, T.W.J. Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. **Medical Engineering & Physics**, v.28, p.905-915, 2006.

VAN DER WOUDE, L.H.V.; FORMANOY, M.; DE GROOT, S. Hand rim configuration: effects on physical strain and technique in unimpaired subjects? **Medical Engineering and Physics**, v.25, p. 765-774, 2003.

VAN DER WOUDE, L.H.V.; DALLMEIJER, A.J.; JANSSEN, T.W.J.; VEEGER, D. Alternative modes of manual wheelchair ambulation: An overview. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.80, p.765-777, 2001.

VAN DER WOUDE, L.H.V.; BERVOETS, B.; BOSMANS, I. Handcycling: different modes and gear ratios. **Journal of Medical Engineering Technology**, v.24, p.242-249, 2000.

VAN DER WOUDE, L.H.V.; VEEGER, D.J.; ROZENDAL, R.H.; KOPERDRAAT, J.; DREXHAGE, D. Seat height in handrim wheelchair propulsion: a follow-up study. **Journal of Rehabilitation Science**, v.3, p.79-83, 1990.

VAN DER WOUDE, L.H.V.; VEEGER, D.J.; ROZENDAL, R.H.; SARGEANT, T.J. Seat height in handrim wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.26, p.31-50, 1989.

VAN DER WOUDE, L.H.; GROOT, G.; HOLLANDER, A.P. Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes. **Ergonomics**, v.29, p.1561-1573, 1986.

VAN DRONGELEN, S.; ARNET, U.; VEEGER, D.H.E.J.; VAN DER WOUDE, L.H.V. Effect of workload setting on propulsion technique in handrim wheelchair propulsion. **Medical Engineering & Physics**, In Press, 2012.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.04.017>

VEEGER, H.E.J.; VAN DER WOUDE, L.H.V.; ROZENDAL, R.H. Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. **Medicine Science in Sports Exercise**, 1992;24(1):100-7.

VEEGER, D.; VAN DER WOUDE, L.H.; ROZENDAL, R.H. The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.26, n.2, p.37-46, 1989.

ZACHARKOW, D. **Posture: Sitting, Standing, Chair Design, and Exercise**. Springfield, Ill: Charles C Thomas, Publisher; 1988.

YANG, Y-S.; KOONTZ, A.M.; YEH, S.J.; CHANG, J.J. Effect of backrest height on wheelchair propulsion biomechanics for level and uphill conditions. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.93, p.654-659, 2012.

YOUNG, J.S.; BURNS, P.E.; BOWEN, A.M. **Spinal Cord Injury Statistics: Experience of the Regional Spinal Cord Injury Systems**. Phoenix, Ariz: Good Samaritan Medical Center; 1982.

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

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. **Clinical Biomechanics**, v.18, p.46–52, 2003.

WU, D.P.H. **Auxilliary Power Unit Starting Apparatus For A Wheelchair**. US Patent US7383904, 2008.

APÊNDICE A – Parâmetros de projeto para configuração e componentes da cadeira de rodas

ASPECTO	CRITÉRIOS	DECISÃO
Profundidade do assento	Pressão na Interface Postura dos Joelhos	400 mm
Largura do assento	Estabilidade de Tronco Pressão nos Quadril	400 mm
Inclinação do assento	Postura Ereta Pressão nos Glúteos	6,8°
Altura do assento ao solo	Ângulo do Cotovelo entre 100° a 120°	400 mm 448 mm
Altura do encosto	Postura do Usuário Livre Movimentação	300 mm
Inclinação do encosto	Estabilidade Posterior Pressão nos Glúteos	0° Vertical
Posição horizontal das rodas traseiras	Estabilidade Propulsão Manual	Ajustável
cambagem	Estabilidade Resistência ao Rolamento	5°
Material para estrutura	Custo Processo de Produção	Aço
Estrutura do quadro	Segurança Ajustabilidade	Projeto Próprio
Tipo de roda	Inovação e Adaptação Ao Aro em Cambagem	Projeto Próprio
Tipo de pneu	Resistência ao Rolamento Massa	Pneumático
<i>Casters</i>	Durabilidade Resistência ao Rolamento	Compra Maciço 5" diâm.
Apoio para os pés	Estabilidade Pressão nos Glúteos	Peça Única Ajustável
Aro de propulsão	Conforto, Firmeza e Variabilidade na prensão	Projeto Próprio
Almofada	Suporte Estável, Conforto e Distribuição de Pressão	Compra

ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

www.hcrp.usp.br

Ribeirão Preto, 23 de junho de 2010

Ofício nº 2009/2010
CEP/MGV

Prezados Senhores,

O trabalho intitulado **"DESENVOLVIMENTO DE NOVO ARO DE PROPULSÃO MANUAL PARA CADEIRA DE RODAS"** foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 310ª Reunião Ordinária realizada em 21/06/2010 e enquadrado na categoria: **APROVADO, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, de acordo com o Processo HCRP nº 6057/2010.

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (ICH-GCP), bem como a Resolução nº 196/96 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa.

Atenciosamente,

DRª MARCIA GUTMARÃES VILLANOVA
Vice-Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimas Senhoras

PROFª DRª VALÉRIA MEIRELLES CARRIL ELUI
FAUSTO ORSI MEDOLA (Aluno)

Depto. de Neurociências e Ciências do Comportamento

ANEXO B – Especificações do Motor

Fonte: Maxon Motors – Catálogo Online (<http://www.maxonmotor.com/maxon/view/catalog/>)

ANEXO C – Especificações do Redutor

Planetary Gearhead GP 62 A Ø62 mm, 8 - 50 Nm

Technical Data

Planetary Gearhead	straight teeth
Output shaft	steel
Bearing at output	ball bearing
Radial play, 7 mm from flange	max. 0.08 mm
Axial play	max. 1 mm
Max. permissible axial load	120 N
Max. permissible force for press fits	1000 N
Sense of rotation, drive to output	=
Recommended input speed	< 3000 rpm
Recommended temperature range	-30 ... +140°C
Number of stages	1 2 3
Max. radial load,	
24 mm from flange	240 N 360 N 570 N

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Gearhead Data

	110499	110501	110502	110503	110504	110505	110506	110507	110508
1 Reduction	5.2 : 1	19 : 1	27 : 1	35 : 1	71 : 1	100 : 1	139 : 1	181 : 1	236 : 1
2 Reduction absolute	57/11	3591/187	3249/121	1539/44	2262/23	20468/2057	185193/1331	87723/484	41553/176
3 Max. motor shaft diameter	mm	8	8	8	8	8	8	8	8
4 Number of stages	1	2	2	2	3	3	3	3	3
5 Max. continuous torque	Nm	8	25	25	25	50	50	50	50
6 Intermittently permissible torque at gear output	Nm	12	37	37	37	75	75	75	75
7 Max. efficiency	%	80	75	75	75	70	70	70	70
8 Weight	g	950	1250	1250	1250	1540	1540	1540	1540
9 Average backlash no load	°	1.0	1.5	1.5	1.5	2.0	2.0	2.0	2.0
10 Mass inertia	gcm²	109	100	105	89	104	105	102	88
11 Gearhead length L1	mm	72.5	88.3	88.3	88.3	104.2	104.2	104.2	104.2

Fonte: Maxon Motors – Catálogo Online (<http://www.maxonmotor.com/maxon/view/catalog/>)

ANEXO D – Especificações do Controlador

maxon motor control

4-Q-EC Amplifier DEC 70/10

DIGITAL

NEW

Advantages

- Digital
- High power density
- Operating types
- Easy start-up procedure
- Design
- Protection circuit

Features

Digital 4-Q EC amplifier, controlled operation for acceleration and braking in both directions

Aligned with brushless EC motors with Hall sensors up to 700 Watt

Voltage regulator with IxR compensation, Hall sensor speed controller (from 1,000 min-1) and current controller can be adjusted with DIP switch

Separable terminal clamps, pre-determined set value externally (± 10 V) or using internal potentiometer, simple adjustment with a few potentiometers

Resistant metallic housing with variable mounting options with good electromagnetic features

Protected against overcurrent, overvoltage, undervoltage, short-circuit of motor circuits against each other and thermal overload

Electrical Data

- Supply voltage V_{CC} (Ripple $< 5\%$) 10 ... 70 VDC
- Max. output voltage 0.9 x V_{CC}
- Max. output current I_{max} 20 A
- Continuous output current I_{cont} 10 A
- Switching frequency of power stage 50 kHz
- Max. efficiency 95 %
- Band width current controller 300 Hz
- Max. speed (motor with 2 poles) 80 000 rpm
- Built-in motor chokes per phase 25 μ H / 10A

Inputs

- Set value analogue Input -10 ... +10 V ($R_i = 132$ k Ω) Resolution: 1024 steps
- Enable +4 ... +50 VDC ($R_i = 33$ k Ω)
- STOP +4 ... +50 VDC ($R_i = 33$ k Ω)
- Digital IN +4 ... +50 VDC ($R_i = 33$ k Ω)
- Hall sensor signals H1, H2, H3

Outputs

- Monitor n or Monitor i -10 ... +10 VDC ($R_o = 1$ k Ω , $I_o = 400$ Hz)
- Status reading Ready Open Collector, max. 30 VDC ($I_L < 20$ mA)

Voltage outputs

- Hall sensor supply voltage +5 VDC, max. 30 mA
- Auxiliary voltages +12 VDC, max. 4 mA ($R_o = 500$ Ω) -12 VDC, max. 2 mA ($R_o = 1$ k Ω)

Trim potentiometer

- r_{max} • Offset • Ramp • r_{min} • r_{gain} • I_{gain}

LED indicator

- Bi-colour LED READY / ERROR green = READY, red = ERROR

Ambient temperature / humidity range

- Operation -10 ... +45°C
- Storage -40 ... +85°C
- No condensation 20 ... 80 %

Mechanical data

- Weight approx. 400 g
- Mounting plate Flange for M3-screws
- Mounting hole separation 112 x 57 mm

Connection

- Power** Plug-in terminal clamps 6 pole Pitch 5 mm Wire cross section AWG 26 - 14 0.14 ... 1.5 mm² multiple stranded wire 0.14 ... 2.5 mm² single wire
- Hall sensor** Plug-in terminal clamps 6 pole Pitch 3.5 mm Wire cross section AWG 26 - 16 0.14 ... 1.0 mm² multiple stranded wire 0.14 ... 1.3 mm² single wire
- Signal** Plug-in terminal clamps 10 pole Pitch 3.5 mm Wire cross section AWG 26 - 16 0.14 ... 1.0 mm² multiple stranded wire 0.14 ... 1.3 mm² single wire

Order number

DEC 70/10 4-Q-EC Amplifier
306000 In modular housing

Accessories

235811 Shunt regulator

Dimensions in [mm]