

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL DA
TESE DEFENDIDA POR JOEL FERREIRA
DA SILVA E APROVADA
PELA COMISSÃO JULGADORA EM 26/02/2009

ORIENTADOR

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO**

Padrões de Propulsão para Cadeiras de Rodas e Seus Fatores de Desempenho

Autor: Joel Ferreira da Silva
Orientador: Professor Doutor Franco Giuseppe Dedini

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO**

Padrões de Propulsão para Cadeiras de Rodas e seus Fatores de Desempenho

Autor: Joel Ferreira da Silva
Orientador: Professor Doutor Franco Giuseppe Dedini

Curso: Engenharia Mecânica
Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Dissertação de mestrado acadêmico apresentada à comissão de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Campinas, 2009
S.P.-Brasil

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

Si38p Silva, Joel Ferreira da
Padrões de propulsão para cadeiras de rodas e seus
fatores de desempenho / Joel Ferreira da Silva. --
Campinas, SP: [s.n.], 2009.

Orientador: Franco Giuseppe Dedini.
Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica e
Instituto de Geociências.

1. Cadeiras de rodas . 2. Biomechanica. 3.
Locomoção humana. I. Dedini, Franco Giuseppe. II.
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Engenharia Mecânica e Instituto de Geociências. III.
Título.

Título em Inglês: Standards of propulsion in wheelchair and its factors or
performance

Palavras-chave em Inglês: wheelchair, Biomechanics, Human locomotion

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Titulação: Mestre em Engenharia Mecânica

Banca examinadora: Zilda de Castro Silveira, Roberto Funes Abrahão

Data da defesa: 26/2/2009

Programa de Pós Graduação: Engenharia Mecânica

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO

**Padrões de Propulsão para Cadeiras de Rodas
e Seus Fatores de Desempenho**

Autor: Joel Ferreira da Silva

Orientador: Professor Doutor Franco Giuseppe Dedini

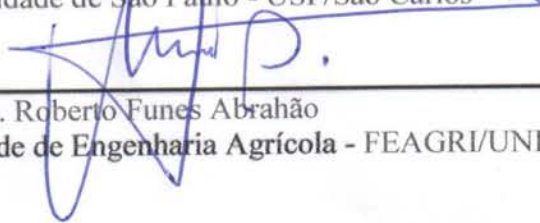
A Banca Examinadora composta pelos membros aprovou esta Dissertação:



Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini, Presidente
Faculdade de Engenharia Mecânica – FEM/UNICAMP



Profa. Dra. Zilda de Castro Silveira
Universidade de São Paulo - USP/São Carlos



Prof. Dr. Roberto Funes Abrahão
Faculdade de Engenharia Agrícola - FEAGRI/UNICAMP

Campinas, 26 de Fevereiro de 2009

Dedicatória:

Dedico este trabalho
a todos os usuários de cadeira de rodas
as minhas filhas Rebecca e Ravenna

Agradecimentos

Este trabalho não poderia ser terminado sem a ajuda de diversas pessoas às quais presto minha homenagem:

A Deus toda honra, toda glória e toda adoração.

A minha mãe, sempre presente em todos os momentos de minha vida.

Ao meu orientador Professor Dedini pelo apoio, confiança e paciência.

Aos colegas do LABSIN (Laboratório de Sistemas Integrados).

Aos funcionários da Pós Graduação da FEM.

Ao amigo Rafael Allan pela imprescindível ajuda.

Ao amigo Fabiano dos Santos pela sua incomensurável colaboração.

“Tudo é loucura ou sonho no começo. Nada do que o homem fez no mundo teve início de outra maneira - mas já que tantos sonhos se realizaram que não temos o direito de duvidar de nenhum.”

Monteiro Lobato

Resumo

SILVA, Joel Ferreira, *Padrões de Propulsão para Cadeira de Rodas e Seus Fatores de Desempenho*, Campinas,: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2009. 150p. Dissertação (Mestrado).

O objetivo deste trabalho é propor um mecanismo alternativo para a superação de barreiras arquitetônicas do tipo rampas de até 8°. As cadeiras de rodas manuais convencionais exigem esforço muscular do usuário nos aros de propulsão, sendo muitas vezes um mecanismo ineficiente na superação destas barreiras arquitetônicas. Este mecanismo alternativo dotado de uma combinação de alavancas propulsoras e embreagem seletiva que permite o travamento das rodas traseiras da cadeira de rodas no avanço de superação de rampas e rodas livres no momento da propulsão convencional. Foi utilizado o ambiente de Working Model 3D® para a simulação da cadeira de rodas no momento da progressão da superação de rampas. A partir de uma revisão bibliográfica dos padrões de propulsão, desempenho e de mecanismos alternativos existentes, foi elaborada a proposta do presente mecanismo alternativo.

Palavras Chaves

- cadeira de rodas, biomecânica, locomoção humana.

Abstract

SILVA, Joel Ferreira, *Standards of propulsion in wheelchair and its factors of performance*, Campinas,: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2008. 150p. Dissertação (Mestrado).

This study aims to present a proposal of an alternative mechanism that is able to surpass architectural barriers like ramps with an inclination up to 8 degrees. The conventional manual wheelchair requires muscular effort from the user at rims of propulsion. Although this thousand-year-old mechanism of propulsion isn't efficient enough to surpass architectural barriers. This alternative mechanism, composed by a combination of propellers levers and selective clutch, allows the user to break the rear wheels when advancing ramps, and free wheels at the moment of conventional propulsion. For this study it was considered a Working Model 3D® environment to simulate the wheelchairs at the moment of progressive surpass of ramps. A bibliographical review involving the binomial wheelchair - user, considering standards of propulsion, performance and existing alternative mechanisms, generated the proposal of this present alternative mechanism.

Key Words

- wheelchair, biomechanics, human locomotion.

Índice

Lista de Figuras	vi
Lista de Tabelas	ix
Nomenclatura	x
1. Introdução.....	1
1.1 Motivação	2
1.2 Objetivos.....	2
1.2.1 Objetivos Específicos	2
1.3 Estrutura de Tópicos	3
2. A Cadeira de Rodas e a Integração com o Usuário.....	5
2.1 História da Ergonomia.....	5
2.2 Ergonomia Aplicada à Cadeira de Rodas	7
2.3 Ergonomia e Pesquisa.....	7
2.4 Antropometria e Ergonomia	7
2.5 Ergometria	9
2.5.1 Esteira Motorizada.....	9
2.5.2 Cadeira de Rodas com Ergômetro	10
2.6 Ergômetros para Cadeira de Rodas	11
2.7 Manobrabilidade	14
2.8 Fatores da Manobrabilidade	15

2.9 Conclusão	21
3. Os Padrões de Propulsão	24
3.1 Características dos Padrões de Propulsão.....	24
3.2 A Biomecânica da Propulsão na Cadeira de Rodas.....	25
3.3 Biomecânica dos Membros Superiores	26
3.3.1 Biomecânica da Articulação Gleno-umeral	26
3.3.2 Biomecânica da Articulação do Cotovelo	28
3.3.3 Biomecânica da Articulação do Punho	29
3.3.4 Biomecânica do Tronco	31
3.4 Padrões de Força na Propulsão no Aro da Cadeira de Rodas.....	32
3.5 Padrões de Ação Muscular no Aro de Propulsão da Cadeira de Rodas	38
3.6 Parâmetros de Análise dos Padrões de Propulsão	42
3.7 Parâmetros Temporais	43
3.8 Parâmetros Cinemáticos	43
3.9 O Padrão de Propulsão e a Eficiência Mecânica	43
3.10 O Aprendizado Motor na Propulsão	44
3.11 Conceitos de Aprendizado Motor.....	47
3.12 Coordenação, Adaptação e o Aprendizado.....	49
3.13 Conclusão	50
4. Fatores de Influência no Desempenho da Propulsão Manual	51
4.1 Distribuição de Massa	52
4.2 Resistência de Rolagem.....	52
4.3 A Eficiência da Propulsão	54
4.4 Controle do Eixo de Inclinação	56

4.5 O Nível da Lesão	62
4.6 Forças das Articulações dos Ombros.....	67
4.7 Forças Horizontais	67
4.8 Momentos nas Articulações dos Ombros	68
4.9 O Diâmetro do Tubo do Aro	73
4.10 Dados Ergométricos	76
4.11 Parâmetros do Ciclo de Propulsão (CP)	78
4.12 Parâmetros das Técnicas.....	79
4.13 Propulsão e Padrões do Tempo	79
4.14 Aplicação do Ponto de Força.....	80
4.15 Fisiologia e Força	80
4.16 A Força na Aplicação no Aro	80
4.17 Os Efeitos da Cambagem do Assento na Pelve e no uso da Musculatura Compensatória	81
4.18 Inclinação Pélvicas	86
4.19 Inclinação Pélvica Alta.....	87
4.20 Inclinação Pélvica Baixa	89
4.21 O Deslocamento Máximo do CP	89
4.22 Atividade Eletromiográfica na Posição de Sentar Inicial	90
4.23 Atividade Eletromiográfica na posição Inclinado para Frente	92
4.24 Conclusão	96
5. Proposta de Força na Propulsão do Aro da Cadeira de Rodas	97
5.1 Trajetória dos Movimentos na Propulsão do Aro.....	98
5.2 Os Padrões de Ação Muscular no Aro de Propulsão da Cadeira de Rodas.....	100
5.3 Fatores que Alteram as Trajetórias dos Movimentos de Propulsão	103

5.3.1 A Altura do Assento	103
5.3.2 O Diâmetro do Aro	105
5.3.3 Variações do Diâmetro do Aro	106
5.3.4 Implicações das Variações dos Diâmetros dos Aros	108
5.4 Conclusão	120
6. Formas de Superação Autônomas de Barreiras Arquitetônicas	122
6.1 Conceitos de Acessibilidade.....	122
6.2 Barreiras.....	125
6.3 Rampas	127
6.4 Portas	128
6.5 Formas Existentes de Superação de Barreiras	129
6.6 Conclusão	138
7. Proposta de um Mecanismo Manual Alternativo	139
7.1 A Propulsão Através de Alavancas	140
7.2 Métodos de Requisitos dos Clientes em Relação ao Mecanismo Alternativo	142
7.3 Definição de Requisitos de Projeto do Produto Alternativo.....	142
7.4 Estudo de Viabilidade do Produto	147
7.5 Descrição do Funcionamento do Mecanismo Alternativo	149
7.6 Aplicabilidade em Cadeira de Rodas.....	151
7.7 Conclusões.....	154
8. Conclusões e Perspectivas	156
Referências Bibliográficas	158
Anexo 1	167
Anexo 2	171

Lista de Figuras

Figura 2.1 Teste de Arraste	10
Figura 2.2 Cadeira de Rodas Ergométrica com Transdutores.....	11
Figura 2.3 Motor Driven Treadmill.....	12
Figura 2.4 Cadeira de Rodas Ajustável	15
Figura 2.5 Variáveis de Resistência de Rolagem.....	17
Figura 2.6 Variáveis do Giro para Baixo	18
Figura 2.7 Estabilidade das Rodas Traseiras.....	20
Figura 3.1 Padrões de Propulsão	24
Figura 3.2 Gráficos dos Padrões Clássicos de Propulsão.....	25
Figura 3.3 Gráficos da Articulação do Ombro e os Planos Cinemáticos	27
Figura 3.4 Gráficos da Articulação do Cotovelo e os Planos Cinemáticos.....	29
Figura 3.5 Gráficos da Articulação do Punho e os Planos Cinemáticos	30
Figura 3.6 Definição de Forças no aro de Propulsão da Cadeira de Rodas	36
Figura 3.7 Força e Torques das Articulações do Ombro e do Cotovelo	37
Figura 3.8 Força Efetiva da Propulsão	42
Figura 3.9 Biomecânica e Força Efetiva	44
Figura 4.1 Gráfico da Distribuição de Massa da Resistência de Rolagem	55
Figura 4.2 Distribuição de Massa e Usuário de Cadeira de Rodas	58

Figura 4.3 Componentes de Massa	58
Figura 4.4 Componentes de Massa e Cadeira de Rodas	59
Figura 4.5 Distribuição de Massa Estimada para Percentuais de Carga	59
Figura 4.6 Deslocamento Angular Relativo para Posição de Propulsão	60
Figura 4.7 Deslocamento Angular Relativo com Percentuais de 75% a 25%	60
Figura 4.8 Massa Móvel e o Centro de Gravidade.....	61
Figura 4.9 Traumatismo Raqui-Medular.....	63
Figura 4.10 Gráfico de Comparação de Forças das Fases da Propulsão.....	68
Figura 4.11 Gráficos do Ciclo, Forças e Movimentos da Propulsão.....	69
Figura 4.12 Parâmetros do Ciclo de Propulsão	79
Figura 4.13 Eixo de Referências da Pelve.....	86
Figura 4.14 Inclinação da Pelve no Traumatismo Raqui-Medular	87
Figura 4.15 Diferenças na Inclinação da Pelve no Traumatismo Raqui-Medular	88
Figura 4.16 Deslocamento da Pelve no Ciclo de Propulsão	90
Figura 4.17 Atividades Eletromiograficas	91
Figura 4.18 Eletromiografia na Posição Inclinação para Frente	93
Figura 5.1 Trajetória dos Movimentos dos Membros Superiores	100
Figura 5.2 Decomposição dos Ângulos de Propulsão no Aro.....	104
Figura 5.3 Os Diferentes Diâmetros dos Aros de Propulsão.....	107
Figura 5.4 Variáveis dos Cálculos da Potência das Articulações e Músculos	110
Figura 5.5 Gráfico da Trajetória dos Membros Superiores Durante a Propulsão	111
Figura 5.6 Gráficos da Energia Mecânica e Tamanhos Diferentes de Aros de Propulsão	112
Figura 5.7 Gráficos Energia Mecânica Total e Ciclo de Propulsão	113
Figura 5.8 Gráficos dos Componentes do Fluxo de Potência dos Membros Superiores	116

Figura 5.9 Gráfico Potência de Saída.....	118
Figura 6.1 Símbolo Internacional de Acesso	123
Figura 6.2 Acessibilidade.....	123
Figura 6.3 Mobiliário Urbano	126
Figura 6.4 Barreiras Móveis.....	126
Figura 6.5 Rampas e Patamares	128
Figura 6.6 Dimensionamento de Portas	128
Figura 6.7 Patente 4,460,190.....	130
Figura 6.8 Patente 5,865,455.....	132
Figura 6.9 Patente 5,941,547.....	134
Figura 6.10 Patente 6,755,430.....	135
Figura 6.11 Patente 6,893,035.....	136
Figura 6.12 Patente 2006/0170182.....	138

Lista de Tabelas

Tabela 4.1 Nível de Lesão	63
Tabela 4.2 Dados Antropométricos	75
Tabela 4.3 Posicionamentos	84
Tabela 5.1 Potência Mecânica e Fluxo de Potência	117
Tabela 6.1 Dimensões Recomendadas para Rampas ABNT 9040	124
Tabela 6.2 Dimensionamento das Rampas NBR 9050	127

Nomenclatura

Letras Latinas

a -	Aceleração	[m/s ²]
a_x -	Aceleração longitudinal	[m/s ²]
a_y -	Aceleração lateral	[m/s ²]
b -	Distância entre o centro de massa e o eixo traseiro	[m]
l₁ -	Distância do eixo dianteiro ao centro de gravidade	[m]
l₂ -	Distância do eixo traseiro ao centro de gravidade	[m]
m -	Massa	[kg]
p -	Pressão	[kPa]
r -	Velocidade angular	[rad/s]
r_r -	Resistência de Rolagem	[N.m]
v_x -	Velocidade em x	[m/s]
v_y -	Velocidade em y	[m/s]
C_γ -	Coefficiente rigidez de cambagem	[N/rad]
F -	Força	[N]
F_R -	Força de resistência ao rolamento	[N]
F_y -	Força lateral	[N]
F_{yt} -	Força lateral no eixo dianteiro	[N]
F_{yt} -	Força lateral no eixo traseiro	[N]
F_{ya} -	Força lateral devida ao deslizamento lateral	[N]
F_{yγ} -	Força lateral devida à cambagem	[N]
L -	Distância entre eixos	[m]
M_r -	Momento de arrasto	[N.m]
P -	Potência	[kW]
T -	Torque	[N.m]
V -	Velocidade	[m/s]
V_{crit} -	Velocidade Crítica	[m/s]
W -	Peso do veículo	[N]

Letras Gregas

γ -	Ângulo de cambagem	[rad]
μ_x -	Coefficiente da força longitudinal	[adim][-]
μ_y -	Coefficiente da força lateral	[adim][-]
ω -	Velocidade de rotação	[rad/s]

Subescritos

X -	Refere-se à coordenada X
Y -	Refere-se à coordenada Y
Z -	Refere-se à coordenada Z

Abreviações

CG -	Centro de Gravidade
C_M -	Centro de Massa
AVD -	Atividade de Vida Diária
TRM -	Traumatismo Raqui-Medular

Capítulo 1

Introdução

Este trabalho tem como proposta o desenvolvimento de um protótipo virtual de propulsão alternativa para cadeira de rodas manuais, na superação de barreiras arquitetônicas como rampas de até 8°.

Esta dissertação documenta uma pesquisa bibliográfica em vários campos do conhecimento na procura de mecanismos alternativos que contribua para a melhoria da acessibilidade de usuários de cadeira de rodas. Além das discussões sobre a ergonomia e dinâmica da propulsão para usuários de cadeira de rodas, esta formatação procura posicionar o sistema desenvolvido no contexto da tecnologia atual e histórica.

Sabe-se que nas últimas décadas surgiram várias propostas de mecanismos alternativos de propulsão manual, na tentativa de oferecer uma melhor qualidade de vida para os usuários de cadeira de rodas. No entanto estas propostas têm uma forma generalizada de abordar as necessidades desses usuários de cadeira de rodas, não sendo na prática efetivamente específicas, utilizáveis e difundidas.

Este mecanismo alternativo proposto, com especificidade para superação de rampas através de alavancas adaptadas as rodas traseiras, contribuirá na acessibilidade do usuário de cadeira de rodas no seu cotidiano.

1.1 Motivação

A motivação deste trabalho é contribuir para a melhoria da acessibilidade de usuários de cadeira de rodas, através de uma abordagem multidisciplinar, que propõe a inclusão de um mecanismo alternativo para mobilidade em cadeira de rodas manuais.

1.2 Objetivos

O objetivo principal desta dissertação é propor um mecanismo alternativo de propulsão manual através de alavancas, para superação de rampas de até 8° e de extensão indefinida.

Com este mecanismo alternativo pretende-se minimizar o esforço de propulsão, evitar a alteração do centro de gravidade do sistema cadeira-usuário, otimizar a força efetiva de propulsão e preservar a integridade osteo-muscular dos membros superiores dos usuários de cadeira de rodas.

1.2.1 Objetivos Específicos

1) Organizar as informações e os resultados dos estudos a respeito da propulsão manual em cadeira de rodas, os fatores biomecânicos, padrões de propulsão e mecanismos existentes. Apresentar e analisar os mecanismos alternativos existentes, suas características, funcionamentos e objetivos.

2) Elaborar uma proposta de um mecanismo alternativo de propulsão de utilização fácil, simples e não onerosa.

13 Estrutura de Tópicos

Essa dissertação tem a seguinte estrutura:

No Capítulo 2 apresenta-se o conceito de ergonomia, fundamentos e suas implicações na pesquisa em cadeira de rodas. É demonstrada a utilização da ergometria como um método de análise dos elementos constituintes da propulsão manual. No tema manobrabilidade, é apresentado critério de decisões para a configuração de uma cadeira de rodas estável, segura e de fácil dirigibilidade.

No Capítulo 3 são abordados os padrões de propulsão manual aceitos como consenso pelos cientistas da engenharia de reabilitação. Estes padrões com uma visão da biomecânica dos membros superiores, seus movimentos articulares, força propulsora efetiva através da ação muscular e parâmetros de tempo, cinemático e atividade contrátil muscular, é o conteúdo deste capítulo.

No Capítulo 4 foi descrito o fator interferências no desempenho da propulsão manual. Tais fatores, de interferência podem contribuir de forma positiva e negativa no desempenho da propulsão. O nível da lesão medular, o que define a geometria da propulsão do usuário de cadeira de rodas, padrão de propulsão e o efeito massa também foram abordados.

Considerações a respeito do diâmetro do tubo, inclinação da pelve, cambagem do assento como fatores preponderantes no desempenho são expostas e embasadas em equações matemáticas, representações gráficas e diagramas.

No Capítulo 5 são apresentadas as trajetórias dos movimentos da propulsão manual de cadeira de rodas. São expostos os conceitos de forças no aro de propulsão, padrões de ação dos músculos dos ombros e os fatores que alteram as referidas trajetórias.

Estes fatores como a altura do assento, o diâmetro do aro e as variações destes diâmetros e a energia mecânica despendida dos membros superiores são graficamente comparadas. Para

tanto, uma sequência de gráficos das fases da propulsão, impulso e recuperação em função da energia potencial e cinética são demonstrados.

No Capítulo 6 discorre-se sobre as normas da ABNT de 2004. O conceito de acessibilidade, normas sobre Barreiras Arquitetônicas e de Rampas.

São demonstradas as formas de superação autônomas de Barreiras. Estas patentes de mecanismos alternativos remontam do século passado. São enfatizados as características, objetivos e funcionamentos destes equipamentos.

Já no Capítulo 7 é apresentada uma proposta de mecanismo alternativo de superação de Barreiras do tipo rampas. Este mecanismo a semelhança dos já existentes, é acionado através de alavancas acoplado as rodas traseiras da cadeira de rodas. Um sistema de Embreagem Seletiva é a essência deste mecanismo.

No Capítulo 8 são expostas as considerações finais, bem como as conclusões e perspectivas futuras.

Capítulo 2

A Cadeira de Rodas e a Integração com o Usuário

2.1 História da Ergonomia

A ergonomia, ao contrário de muitas outras ciências cujas origens se perdem no tempo e no espaço, tem uma data “oficial” de nascimento: 12 de junho de 1949. Nesse dia reuniu-se pela primeira vez na Inglaterra, um grupo de cientistas e pesquisadores interessados em discutir e formalizar a existência desse novo ramo de aplicação interdisciplinar da ciência. Na segunda reunião desse mesmo grupo ocorrida em 16 de fevereiro de 1950, foi proposto o neologismo *ergonomia*, formado dos termos gregos *ergo*, que significa trabalho e *nomos*, que significa regras, leis naturais (Iida, 1992).

A ergonomia é definida como a adaptação do trabalho ao homem. Segundo a “Ergonomics Research Society”, “Ergonomia é o estudo do relacionamento entre o homem e seu trabalho, equipamento e ambiente, e particularmente a aplicação dos conhecimentos de anatomia, fisiologia e psicologia na solução de problemas surgidos nesse relacionamento” (Iida, 1992).

Existem inúmeras definições para o termo ergonomia, e Iida (1992) definiu a Ergonomia como o estudo científico das relações entre o homem e o seu ambiente de trabalho.

Para Grandjean, (1998) a Ergonomia é uma ciência interdisciplinar. Ela compreende a fisiologia e a psicologia do trabalho, bem como a antropometria. O objetivo prático da ergonomia é a adaptação do posto de trabalho, dos instrumentos, das máquinas, dos horários, do meio ambiente às exigências do homem. A realização de tais objetivos, ao nível industrial, propicia uma facilidade do trabalho e um rendimento do esforço humano.

A Ergonomia é o conjunto de conhecimentos científicos relativos ao homem e necessários a concepção de instrumentos, máquinas e dispositivos que possam ser utilizados com o máximo de conforto e eficácia (Wisner, 1997).

Ergonomia é um conjunto de ciências e tecnologias que procura a adaptação confortável e produtiva entre o ser humano e seu trabalho, basicamente procurando adaptar as condições de trabalho às características do ser humano (Couto, 1995).

De acordo com Hamamoto (2000) a Ergonomia é considerada por alguns autores como ciência, enquanto geradora de conhecimentos. Outros autores a enquadram como tecnologia, por seu caráter aplicativos, de transformação. Apesar das divergências conceituais, alguns aspectos são comuns as várias definições existentes:

- A aplicação dos estudos ergonômicos;
- A natureza multidisciplinar, o uso de conhecimentos de várias disciplinas;
- O fundamento nas ciências;

Uma peculiaridade da ergonomia é a sua interdisciplinaridade. Existem diversos profissionais ligados com a questão ergonômica, seja relacionado à saúde, ao projeto de máquinas e equipamentos ou a organização do trabalho. Não existe uma categoria profissional capaz de dar uma solução ergonômica completa de maneira que engenheiros, médicos, educadores físicos, fisioterapeutas, arquitetos, designers e psicólogos e outros, podem ser observados trabalhando em projetos comuns (Couto, 1995).

2.2 Ergonomias Aplicadas à Cadeira de Rodas

Feney (1987) pondera em relação a isto, que a engenharia de reabilitação é uma forma especial de ergonomia. O projeto de uma ferramenta ou dispositivo assistido é uma tentativa de restauração das funções e subseqüentemente na otimização da qualidade de vida cotidiana do cliente. Na maior parte dos casos a ferramenta neste sentido é meramente uma extensão do corpo humano, como comunicação ou interação com o ambiente. A otimização ou ajuste fino da interação entre o dispositivo e o usuário em termos de eficiência individual, conforto, segurança e saúde é parte da ergonomia. Sabendo-se dos problemas relativos à deficiência específica, a ergonomia é considerada como uma área dentro da engenharia de reabilitação. Porém, assim como em outras áreas da ergonomia, a mesma filosofia é aplicada e as regras básicas da otimização são observadas. Necessita-se de pesquisa fundamental para estabelecer o conhecimento apropriado para especificar os efeitos de uma inaptidão ou deficiência.

2.3 Ergonomia e Pesquisa

A interface do usuário de cadeira de rodas ideal deve considerar o funcionamento do sistema musculoesquelético de forma ideal. Este é um problema complexo que requer a análise combinada da fisiologia geral, padrão de movimento, geração de força, e atividade muscular e coordenação com respeito à configuração da cadeira de rodas, tipo e posição do mecanismo de propulsão, ângulo de posição do assento, relação de marchas, e características individuais físicas e antropométricas.

2.4 Antropometria e Ergonomia

Iida (1992) documentou que a antropometria trata das medidas físicas do corpo humano. A origem da antropometria remonta-se à antigüidade, pois Egípcios e Gregos já observaram e estudaram a relação das diversas partes do corpo. O reconhecimento dos biótipos remonta se aos tempos bíblicos e o nome de muitas unidades de medida, utilizadas hoje em dia é derivado de segmentos do corpo. A importância das medidas ganhou especial interesse na década de 40. Isto foi provocado de um lado pela necessidade da produção em massa, pois um produto

inadequadamente dimensionado pode provocar a elevação dos custos. Por outro lado, devido ao surgimento dos sistemas de trabalho complexos onde o desempenho humano é crítico e o desenvolvimento desses sistemas depende das dimensões antropométricas dos seus operadores. Atualmente, a antropometria (antropologia física) associada aos valores culturais (antropologia cultural) constitui um ponto importante nas questões que envolvem transferência de tecnologias, é a denominada antropotecnologia. Panero (1997) defende que a Antropologia é a ciência da humanidade com a preocupação de conhecer cientificamente o ser humano na sua totalidade. Devido ao fato de ter um objetivo extremamente amplo que tem o homem como ser biológico, pensante, produtor de culturas e participante da sociedade, a antropologia se divide em dois grandes campos a antropologia física ou biológica e a antropometria cultural.

Ainda de acordo com Panero (1997) a Antropologia física ou biológica estuda a natureza física do homem, origem, evolução, estrutura anatômica, processos fisiológicos e as diferenças raciais das populações antigas e modernas. Nesta situa-se a antropometria, com o objetivo de levantar dados das diversas dimensões dos segmentos corporais.

Iida (1992) defendeu que sempre que possível e justificável, deve-se realizar as medidas antropométricas da população para a qual está sendo projetado um produto ou equipamento, pois equipamentos fora das características dos usuários podem levar ao estresse desnecessário e até provocar acidentes graves.

Iida (1992) define espaço de trabalho como sendo o espaço imaginário necessário para realizar os movimentos requeridos pelo trabalho. O espaço de trabalho para um jogador de futebol é próprio campo de futebol e até uma altura de 2,5 m (que é a altura de cabeceio). O espaço de trabalho de um carteiro seria um sólido sinuoso que acompanha a sua trajetória de entregas e tem uma seção retangular de 60 cm de largura por 170 de altura. Porém a maioria das ocupações da vida moderna desenvolve-se em espaços relativamente pequenos com o trabalhador em pé ou sentado, realizando movimentos relativamente maiores com os membros do que com o corpo e onde devem ser considerados vários fatores como: postura, tipo de atividade manual e o vestuário.

Iida (1992) relata que assento é provavelmente, uma das invenções que mais contribuiu para modificar o comportamento humano. Muitas pessoas chegam a passar mais de 20 horas por dia na posição sentada e deitada. Daí o grande interesse dos pesquisadores da ergonomia com relação ao assento. Na posição sentada, o corpo entra em contato com o assento só através da sua estrutura óssea. Esse contato é feito através das tuberosidades isquiáticas que são recobertas por uma fina camada de tecido muscular e uma pele grossa, adequada para suportar grandes pressões. Em apenas 25 cm² de superfície concentra-se 75% do peso total do corpo. Com relação aos assentos, deve-se observar os seguintes princípios gerais: 1) existe um assento adequado para cada tipo de função, 2) as dimensões do assento devem ser adequadas às dimensões antropométricas, 3) o assento deve permitir variações de postura, 4) o encosto deve ajudar no relaxamento, 5) assento e mesa formam um conjunto integrado.

2.5 Ergometria

2.5.1 Esteira Motorizada

Woude (1978) descreveu a utilização de uma esteira motorizada a fim de ampliar os conceitos de cadeira de rodas.

Na figura 2.1 é ilustrada a esteira motorizada, com uma potência resultante de arraste (P_0) e a realização do teste de arraste. A cadeira de rodas com o usuário é presa a esteira com um cabo, que por sua vez conecta a combinação cadeira de rodas/usuário a um transdutor de força que está fixado acima da estrutura da esteira.

Woude (1986) descreveu o teste de arraste em que o indivíduo permanece passivamente sentado na cadeira de rodas: a potência de energia (P_0) é igual à soma da resistência do movimento, o atrito interno na cadeira de rodas, e a força gravitacional quando em um plano inclinado. O produto da soma das forças de arraste (F_d) e o resultado da velocidade da esteira (V) são a potência resultante de arraste, que será equivalente à potência resultante durante um teste em uma esteira com velocidade e inclinação idênticas. Sabendo-se P_0 e, a frequência do ciclo (f), pode se estimar a quantidade de trabalho por ciclo (A) é calculada. Em um nível de desempenho,

a eficiência mecânica total pode ser derivada a partir da perda de energia (E_n) e da potência resultante (P_0)

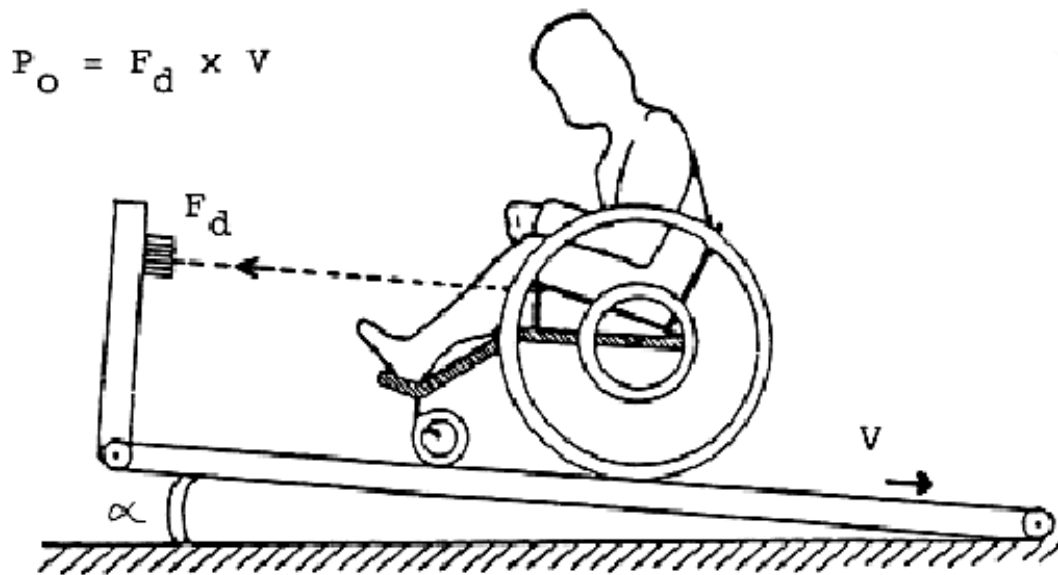


Figura 2.1 – Um teste de arraste em uma esteira motorizada usado para determinar a força resultante em diferentes níveis de inclinação para uma combinação de cadeira de rodas e usuário ($P_0 = F_d \cdot V$). Tais testes podem também ser aplicados para determinar diferenças no atrito de rolagem devido a diferenças mecânicas (Woude, 1986).

2.5.2 Cadeira de Rodas com Ergômetro

Brubaker (1982) identificou os padrões fisiológicos e biomecânicos através de cadeiras de rodas específicas com ergômetros. Elas consistem em um assento e um mecanismo de propulsão conectado a uma inércia e resistências variáveis. Poucos projetos permitem a medida do torque efetivo, sendo que há um modelo específico que mede as forças de reação no assento e nem no encosto.

Um servo-motor controlado por computador, para o lado esquerdo e direito separadamente, simula as forças de inércia e atrito. Informações sobre as condições experimentais são enviadas e processadas em um microprocessador, que controla o servo-motor. As forças de reação no assento e no encosto podem ser medidas em duas direções. A força médio-lateral e a força radial da mão no aro também podem ser estudadas. Electro-miografia e a análise 3D do movimento

completam a configuração experimental dentro de relação matemáticas, físicas e fisiológicas da biomecânica.

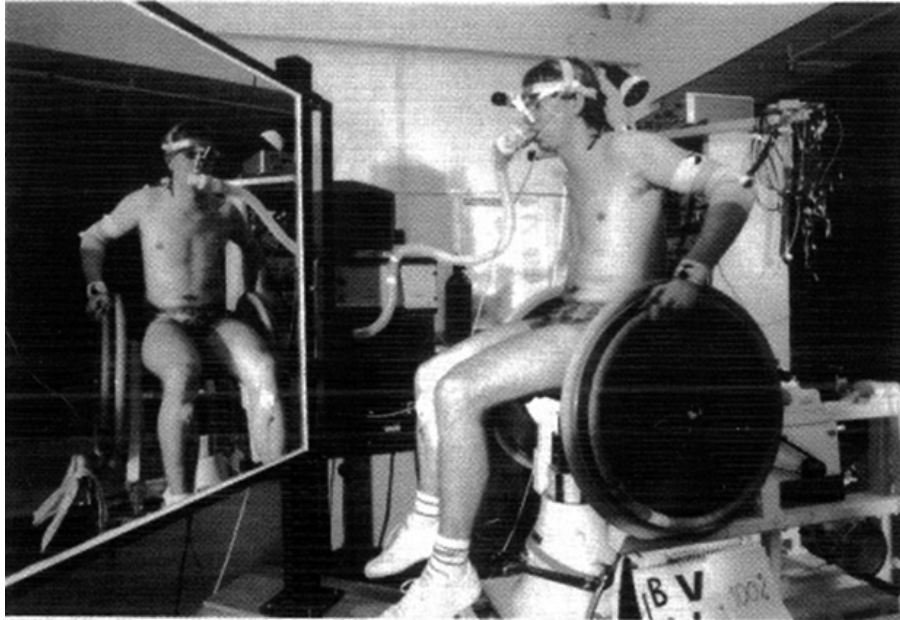


Figura 2.2 – Projeto do primeiro estágio de uma cadeira de rodas ergométrica com transdutores de torque no eixo das rodas. Redesenhado de Veeger, (1988)

2.6 Ergômetros para Cadeira de Rodas

Segundo Hartung (2003) a esteira elétrica adaptada é utilizada pelo atleta inserindo sua própria cadeira de rodas, que pode ou não ficar presa com um cinto de 59,61cm ou 63,5cm. A avaliação poderá ser realizada aumentando a velocidade, a inclinação, ou ambos. A mensuração de média de frequência cardíaca máxima, de oxigênio e valores de lactato é realizada através da ergo espirometria. A esteira mais conhecida é o *motor driven treadmill*, porém existem várias marcas e modelos.

Hartung (2003) demonstrou um protocolo que envolve muitas considerações com relação à população selecionada, porém, o que pode ser ideal é iniciar com 40% de velocidade, com base na média cardíaca máxima, aumentando-se, a cada dois ou três minutos, os estágios de velocidade e/ou inclinação, até a produção de fadiga, que ocorre entre dez e doze minutos de teste.

Veeger (1991) reuniu 48 atletas (8 mulheres e 40 homens) para mensurar a capacidade cardiovascular através do pico de oxigênio, utilizando *treadmill*. Os indivíduos foram divididos por sexo e classificação funcional.

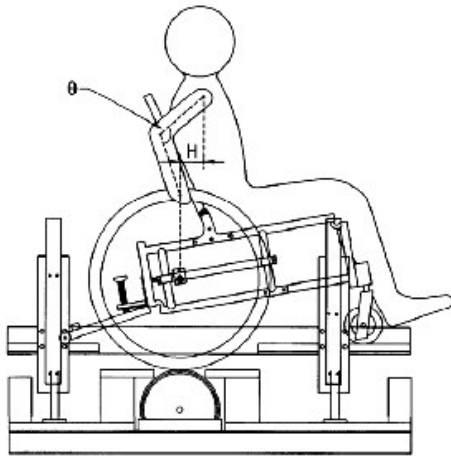


Figura 2.3 - *Motor Driven Treadmill*. Redesenhado de Hartung (2003)

Iniciou-se o protocolo com 2 km/h de velocidade e, a cada 2min, procedia-se o aumento da velocidade e/ou inclinação. Os resultados apresentaram diferenças significativas entre homens e mulheres e entre indivíduos de classes funcionais diferentes. Isto demonstrou que os dados são bons para revelar níveis de desempenho com relação ao sexo, classificação funcional e capacidade em aumentar a aptidão física cardiovascular.

Vanlandewijck (1994) desenvolveu nesta mesma esteira, uma metodologia para análise do movimento e de padrões de atividade muscular, durante a propulsão na *treadmill*.

Os dados cardiorrespiratórios e os parâmetros de técnicas de propulsão foram coletados e observados. Um efeito significativo de força mecânica, causada por movimentos de braço e tronco, foi encontrado com o aumento da velocidade de 1.67 para 2.22m/s. Os achados indicaram que estudos da propulsão em cadeira de rodas dependem de força mecânica suficiente e não devem ser enfocados somente para análise de força durante a fase de propulsão, mas, também, para a análise de padrões de movimentos durante a frenagem.

Vanlandewijck (1994) decidiu avançar na análise da geração de força que move esses atletas especiais. Assim, colocaram no campo de prova a força máxima aeróbica e a técnica de propulsão em comparação com a classificação funcional de 40 jogadores de Basquetebol em Cadeira de Rodas.

Aplicando o *treadmill* com um protocolo de 1.67m/s de velocidade e três testes com 60% a 80% do pico de oxigênio individual, e mais duas velocidades (1,11 e 2,22m/s) com força constante, obtiveram dados cardiorrespiratórios e cinemáticos coletados simultaneamente.

Como haviam dividido os atletas em três grupos de acordo com a classificação funcional, diferenças significativas foram registradas quanto à capacidade aeróbica máxima, entre os grupos 1 e 2 e entre 1 e 3. Nenhuma diferença foi encontrada com relação à eficiência mecânica e técnica de propulsão para os três grupos.

Rostein (1994) ampliou uso de instrumentos de avaliação e passaram a avaliar, em um grupo de oito atletas, as capacidades anaeróbicas e aeróbicas de cada um, submetendo-os ao uso do ergômetro de braço e do *treadmill*.

Parâmetros metabólicos e cardiopulmonares foram mensurados durante os testes de exercícios máximos. Baixas correlações foram obtidas entre o pico máximo de oxigênio, enquanto trabalhavam no *treadmill* e no ergômetro de braço.

Já Finley *et al* (2002) realizaram um estudo com 10 indivíduos que não eram dependentes de cadeira de rodas, com o objetivo de determinar a confiança de mensurações biomecânicas durante repetidos testes de exercícios no ergômetro para cadeira de rodas.

O protocolo utilizado foi com velocidade de 3 km/h e 0,3 kg de peso, aumentando o mesmo peso a cada três minutos. Foi avaliado o índice da fadiga muscular de todos os músculos envolvidos na propulsão em cadeira de rodas, entre eles, o do punho, cotovelo, ombro e tronco.

Foram encontradas diferenças significativas entre os níveis de movimento e fadiga o que comprovou a confiança das mensurações biomecânicas realizadas no ergômetro.

Esta síntese de artigos científicos traduz, dos mais importantes estudos, a segurança com que os especialistas da área podem alicerçar as suas ações. As experiências aqui resumidas deixam bem claro que o *treadmill* é um recurso mecânico que pode ser utilizado com eficácia para mensurações aeróbicas, com alto poder de fidelidade com relação aos resultados, incrementando o treinamento físico e auxiliando a classificação funcional, o que implica, evidentemente, na melhoria da técnica a ser aplicada.

2.7 Manobrabilidade

As novas gerações de cadeiras de rodas podem ser ajustáveis como ilustrada na figura 2.6 para uma melhor portabilidade do usuário (cumprimento do descanso de perna, altura do encosto, altura do descanso de braço, e largura das rodas traseiras), e melhor postura (ângulo do assento). As características modificáveis de propulsão também são incluídas (eixo de posição relativa para o usuário e a o cambagem das rodas traseiras).

O desafio dos cientistas da engenharia de reabilitação é aperfeiçoar a tecnologia da cadeira de rodas para cada usuário. As decisões devem ser feitas sobre ajustes e configurações, e estas decisões determinarão o quanto de esforço será requerido de cada usuário e quanto estável será esta cadeira.

Os critérios de decisões para a configuração da cadeira de rodas não são achados em literaturas. As decisões são complexas, porque a interação usuário - cadeira de rodas, e características do ambiente deve ser considerada. As características da cadeira de rodas bem como seu ajuste serão discutidas abaixo.

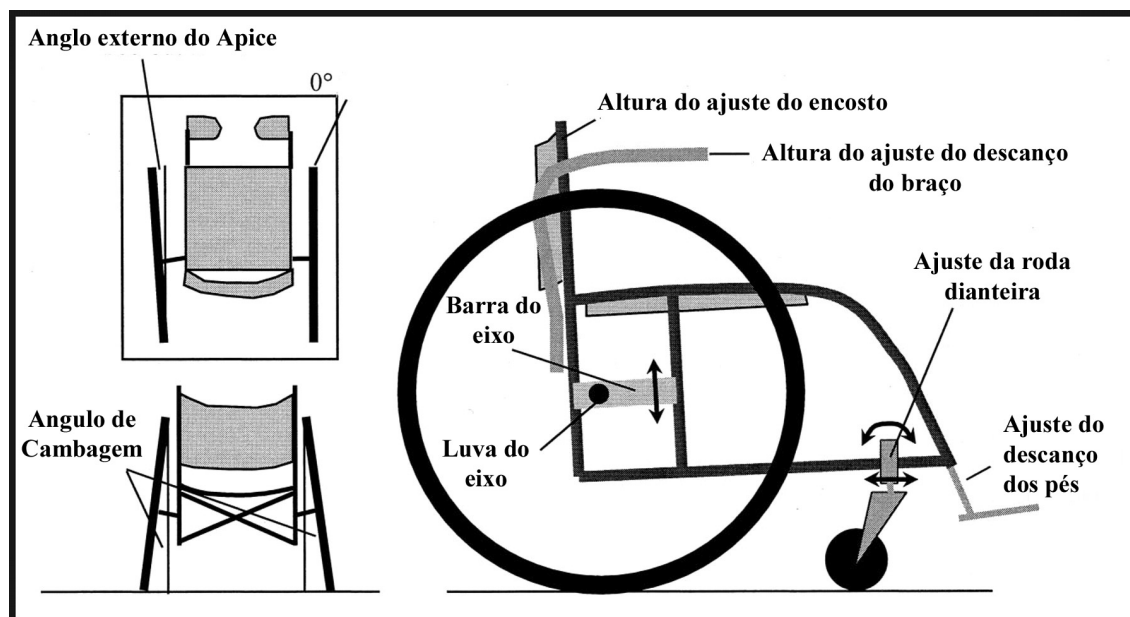


Figura 2.4 - Ilustração dos ajustes da cadeira de rodas manual como são comumente utilizados.

2.8 Fatores da Manobrabilidade

Brubaker (2000) identificou fatores biomecânicos que afetam o desempenho da cadeira de rodas, comparando cadeira de rodas manual ajustáveis com cadeira de rodas não ajustáveis. Na opinião da maioria dos profissionais, cadeira de rodas manual tem menos recompensa na estabilidade do que a cadeira de rodas não ajustáveis e, além disso, inclinam mais facilmente para trás. Esse forte potencial de “inclinam para trás” pode ser uma desvantagem, embora, Brubaker (2000) argumenta que as cadeiras de rodas não ajustáveis são mais estáveis para a maioria dos usuários e conseqüentemente, requerem mais esforço para conduzi-la. A cadeira de rodas ajustável requer menos esforço para sua condução e manobrar do que a padrão. Para a propulsão da cadeira de rodas manual, a resistência de rolamento e o efeito de deslizamento lateral precisam ser superados. A resistência de rolamento é a força que deve ser superada pelo usuário para manter a cadeira de rodas se movendo numa velocidade constante sobre a superfície. O efeito do deslizamento lateral é a tendência da cadeira de rodas de virar-se no sentido de um declive, por exemplo, numa rampa. Portanto é requerido um esforço dos usuários para manter a trajetória em linha reta quando a superfície não é plana.

Brubaker (1998) descreveu uma forma de calcular a resistência de rolamento para cadeira de rodas manual. Os coeficientes de atrito das rodas traseiras e das rodas dianteiras, o peso do sistema (cadeira de roda e usuário), a superfície que a cadeira está sendo impulsionada, e a distribuição do peso entre as rodas traseiras e as rodas dianteiras determinam a resistência de rolamento. Desses fatores, somente um é projetável para ser ajustado: a distribuição do peso das rodas traseiras.

A resistência de rolamento da roda é inversamente proporcional ao seu raio, então o coeficiente de resistência de rolamento é menor para as rodas traseiras do que para as rodas dianteiras e o total da resistência de rolamento é reduzida numa proporção maior de peso e distribuída para as rodas traseiras. A figura 2.7 ilustra a relação que determina os efeitos dos ajustes da resistência de rolamento.

As dimensões que podem influenciar a resistência são o comprimento da cadeira de roda, a distância horizontal do centro de massa (C_M) da cadeira de rodas e a parte dianteira do usuário aos eixos traseiros (x), e a distância horizontal do C_M para os eixos das rodas dianteiras. A equação 1 na figura 2.7 pode ser usada para calcular a força vertical das rodas dianteiras (f_c), e a equação 2 na figura 2.7 pode ser usada para calcular a força vertical das rodas traseiras (f_r).

Para uma estimativa da resistência de rolagem (rr) pode se utilizar a equação 3 na figura 2.7, que é a força vertical multiplicada pelo coeficiente de rolagem das rodas e fricção (M_c e M_r). A equação 4 figura 2.7 apresenta que a proporção do peso nas rodas traseiras (R_{wd}) será aumentada como a distância da C_M para as rodas dianteiras ($1_{wh}-x$) é aumentado ou como x é diminuído. Essas mudanças diminuirão também a resistência de rolagem porque essa resistência é inversamente relacionada à proporção do peso nas rodas traseiras.

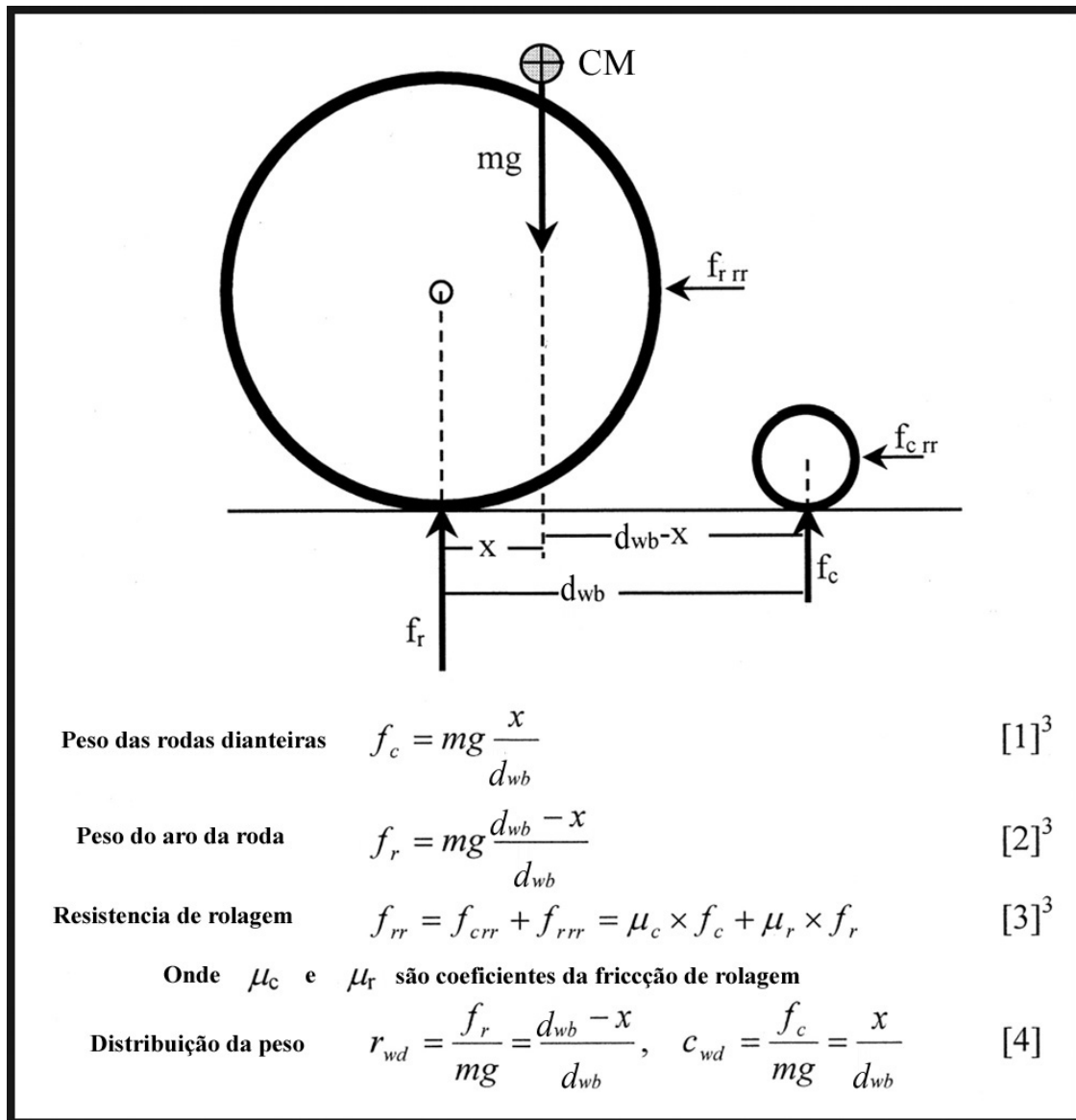


Figura 2.5 - Diagrama ilustrando variáveis que determinam a resistência de rolagem da cadeira de roda manual. Redesenhado de Brubaker (1986).

De acordo com Lemaire (1998) a maior parte das superfícies exteriores está inclinada para drenagem ou escoamento de águas pluviais, então o usuário deve se esforçar mais para superar a resistência de rolagem para impulsionar a cadeira. O efeito deslizamento lateral ou a tendência em virar para baixo como figura 2.8 é produzida pelo momento da virada (M_{dt}) que é a função do ângulo do deslizamento lateral (Θ), o peso do sistema (Mg), e a distância horizontal de C_M para os eixos traseiro (x). A equação 5 na figura 2.8 apresenta a distância x que é também um braço do

“momento de virar para baixo”, que pode ser diminuída movendo os C_M e os eixos traseiros para mais próximos. Progredindo um passo a mais, a força de frenagem (f_f) de remada pra trás necessária para manter a cadeira de rodas andando numa linha reta é um momento importante dividido pela distância (d) entre a superfície de contato da roda traseira equação 6. Como o momento e a força de parada requereram um aumento de impulso para cima do aro da cadeira de rodas, o usuário deve impulsionar para baixo o aro para vencer a resistência de rolagem e mover para frente.

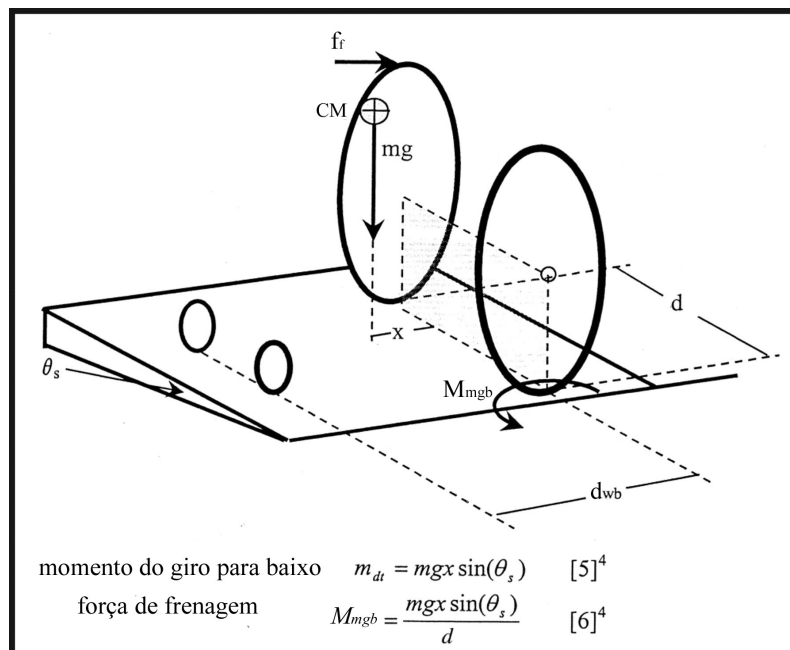


Figura 2.6 - Diagrama ilustrando variáveis que determinam o giro para baixo (m_{gb}) e a força de frenagem necessária (f_f) no ângulo de tombamento lateral θ_s . C_M = centro de massa, mg = peso do sistema, x = a distância horizontal do C_M das rodas traseiras, d = distância entre as rodas traseiras e o contato, e d_{wb} = distância da cadeira de rodas. Redesenhado de Brubaker (1986).

As cadeiras de rodas manuais ajustáveis são normalmente montadas para proporcionar no assento um ângulo parecido com o das cadeiras de rodas não ajustáveis e com eixos traseiros numa posição que provê uma grande estabilidade traseira. Nessa configuração, as cadeiras de rodas manuais ajustáveis são mais manobráveis que as não ajustáveis por várias razões.

As cadeiras ajustáveis têm as rodas traseiras acopladas na estrutura frontal da estrutura traseira vertical, e as não ajustáveis têm as rodas traseiras acopladas à estrutura traseira. Esse modelo diferencia-se diretamente pela diminuição da distância do C_M para frente dos eixos traseiros. Com uma menor distância x e a maior distribuição do peso nas rodas-traseiras resultam numa diminuição na resistência de rolagem e na tendência de virar para baixo. As rodas traseiras são normalmente acopladas à estrutura com 3 ou 4 graus de cambagem. A cambagem é uma inclinação no topo da roda em direção a estrutura, isto é a distância entre a roda e o solo é maior como é notado na figura 2.8. Aumentada à largura do contato da roda traseira aumenta-se a distância (d) e o espaço requerido pela mobilidade.

A combinação do alargamento do contato das rodas e um encurtamento do braço no momento da resistência na virada contribuem para a diminuição da força de parada (frenagem) requerida num deslizamento lateral e no aumento da resposta de virada sentida nas superfícies planas. A distribuição do peso e a distância do C_M para frente do eixo traseiro pode ser medida, porém nenhuma orientação esta prontamente disponível em como usar essas medidas para decidir se maior ajuste é indicada. A questão principal permanece: Por que a estabilidade traseira diminui assim que a manobrabilidade aumenta, quanto de manobrabilidade uma cadeira de rodas deveria ter para um usuário em particular? De acordo com Kulig (1998) a estabilidade traseira da cadeira de rodas é geralmente diminuída quando os ajustes feitos melhoram a propulsão da cadeira de rodas manual. A estabilidade estática traseira da cadeira de rodas manual pode ser medida pela inclinação para trás, e encontrar o ângulo crítico que ela se inclinará para trás. Os dados de estabilidade são coletados da cadeira de rodas manual numa raridade de configuração e condições.

Kulig (1998) determinou um ângulo crítico da estabilidade traseira em 95 dos usuários da cadeira de roda e acharam que o ângulo crítico foi de 12,3 graus (95% intervalo de confiança = entre 6,4° e 18,2°) com as rodas traseiras travadas e 20,2 graus (95% intervalo confiável = entre 10,6° e 29,8°) com as rodas traseiras destravadas.

Em condições estáticas, a estabilidade da cadeira de rodas manual será determinada pela posição do C_M do sistema, em relação a um eixo de rotação. A estabilidade pode ser avaliada com

as rodas traseiras destravadas, então, a rotação ocorrerá nos eixos traseiros ou com as rodas traseiras travadas a rotação ocorrerá entre as rodas traseiras e o chão. A cadeira de roda representada na figura 2.8 não se inclinará para trás, com as rodas traseiras destravadas até que a cadeira seja girada para trás mais que o ângulo crítico Θ_a a 16. Esse é o ângulo em que a cadeira de rodas será equilibrada numa condução da cadeira de rodas, e o usuário não muda sua posição.

O deslizamento do teste foi desenvolvido especialmente para medir o ângulo pelo qual uma cadeira de roda ocupada é inclinada para trás para se equilibrar sobre as rodas traseiras. Quando as rodas traseiras não estão livres para rolar, como se o usuário estivesse numa inclinação e prendesse as rodas, então a cadeira mover-se-ia para baixo, pois o ângulo Θ_g é sempre menor que Θ_a . O ângulo crítico de estabilidade é determinado pela altura do C_M acima do eixo de rotação e da distância horizontal do C_M para o eixo de rotação.

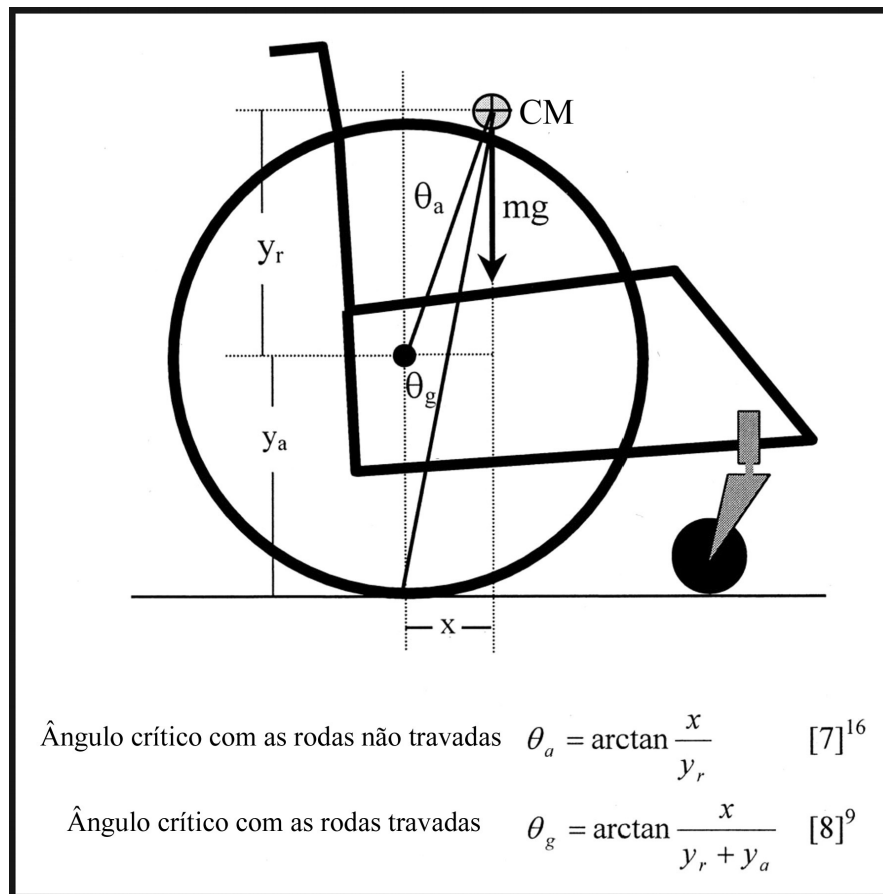


Figura 2.7 - Diagrama ilustrando variáveis que determinando estabilidade das rodas traseiras θ_a é o ângulo crítico com as rodas da cadeira não travadas e θ_g é o ângulo crítico com as rodas da cadeira travadas. Redesenhado de James D Tomlinson, (2000).

As equações 7 e 8 da figura 2.9 demonstram que a estabilidade traseira aumentará como a variável x (numerador do crescimento) ou em y no (denominador de diminuição). Os ajustes que mudam somente a variável x mudarão diretamente a estabilidade e a manobrabilidade. Os ajustes que mudam somente a variável y afetarão a estabilidade, mas não a manobrabilidade. Embora possamos entender as implicações de ajustes particulares para a cadeira de rodas em termos de crescimento e diminuição da estabilidade traseira como resume a tabela, torna-se mais difícil antecipar a amplitude do efeito na estabilidade ou manobrabilidade. Por último, o ângulo crítico da estabilidade deve ser amplo o suficiente para que a cadeira de rodas seja estável no ambiente do usuário. A estabilidade através do ângulo pode desnecessariamente diminuir a manobrabilidade.

2.9 Conclusão

Pode-se concluir que existe um aumento no interesse em pesquisas na locomoção através de cadeira de rodas. Com a ajuda da pesquisa experimental, as características do projeto podem ser explicadas e as evidências confirmadas podem ser substanciais.

Assim as informações ergonômicas podem ser estabelecidas para um melhor formato da cadeira de rodas para o usuário em geral, bem como para as condições esportivas. Ainda, porém, continua existindo uma necessidade de esforço na pesquisa sobre a perspectiva fisiológica, anatômica e biomecânica. Este esforço deveria ser dirigido para diferentes categorias de usuários de cadeira de rodas (idade, tipo de deficiência, atletas, sedentários) e diferentes projetos de cadeiras de rodas.

A tecnologia é efetiva na medida em que o homem pode operar e manter as máquinas por ele projetadas. Um projeto bem desenvolvido tira vantagens das capacidades humanas, considera as limitações e amplifica os resultados do sistema. Se isto não é atingido, o desempenho do sistema é reduzido e o propósito para o qual o equipamento foi desenvolvido além de não atingido pode provocar acidentes por estresse do seu operador. Desta forma, dados

antropométricos devem ser imprescindíveis na elaboração e execução de um projeto de cadeira de rodas.

A ergometria como um instrumento de avaliação tem restrições quanto ao tipo de ergômetros utilizados. É um método útil na avaliação aeróbica e anaeróbica e na decomposição dos movimentos dos membros superiores, na análise da força efetiva e consumo de energia no momento da propulsão da cadeira de rodas.

Quanto à manobrabilidade, a melhor resposta para a pergunta “quanto deveria ser ajustada para a cadeira de roda?” A resposta é: o quanto for possível. Parece óbvio que é melhor usar menos esforço para se mover. Entretanto, o fator de constrangimento é a estabilidade, que diminui quando a manobrabilidade aumenta. O comprimento da base da roda, a distância do C_M para frente do eixo traseiro, a proporção do peso nas rodas traseiras são determinantes das características da manobrabilidade de uma cadeira de rodas. Para se ter uma completa vantagem das relações biomecânicas, é também preciso um método para determinar quão estável a cadeira de rodas precisa estar para que o usuário esteja a salvo e funcional em sua cadeira de rodas. É preciso mais estudos para determinar se as considerações discutidas trazem como resultado mais cadeiras de rodas funcionais e maior satisfação do usuário.

Portanto, fica evidente a necessidade do perfeito conhecimento das características físicas e socioculturais dos usuários de ferramentas e equipamentos. Tais ferramentas são consideradas como extensões do próprio homem para executar o seu trabalho com o máximo de eficiência, conforto e desempenho.

Capítulo 3

Os Padrões de Propulsão

O estado da arte da propulsão de cadeira de rodas nas perspectivas da eficiência mecânica, na técnica da propulsão, desempenho e a minimização de lesões por esforços repetitivos devem sempre estar em permanentes considerações.

Entender a biomecânica da propulsão na cadeira de rodas é importante devido a razões preventivas das lesões por esforços repetitivos nos sistemas músculo-nervo-esquelético, otimização do desempenho na condução durante as atividades de vida diária, no desempenho nos esportes e permitir um ajuste do menor consumo de energia e conseqüente melhor qualidade de vida.

Cada usuário de cadeira de rodas manual adapta-se a um padrão de propulsão, ou seja, a trajetória realizada pelos membros superiores durante a propulsão.

A proposta desse capítulo é caracterizar os padrões de propulsão através da investigação das acelerações, dos ângulos das articulações, das fases de propulsão, da eficiência mecânica da propulsão e força efetiva.

3.1 Características dos Padrões de Propulsão

Sanderson e Sommer (1989) foram os primeiros a investigar as características do padrão de condução durante a propulsão da cadeira de rodas. Dois diferentes estilos de condução foram observados e definidos como circulares e condução de bombeamento.

Cada usuário de cadeira de rodas manual adapta-se a um padrão de propulsão, ou seja, a trajetória realizada pelos membros superiores durante a propulsão. Souza (a e b), (2000) relatou que existem quatro tipos de formas de acionamento de cadeira de rodas, sendo eles: arco, semi-circulo, looping simples e looping duplo, como é observado na figura 3.1 a seguir.

Obviamente o usuário de cadeira de rodas possui um ciclo de propulsão diferente de uma pessoa que não é ou está usando a cadeira de rodas temporariamente.

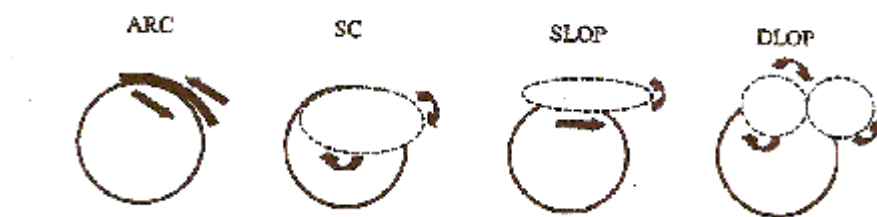


Figura 3. 1 - Apresentação dos 4 padrões de propulsão. Souza a e b (2000)

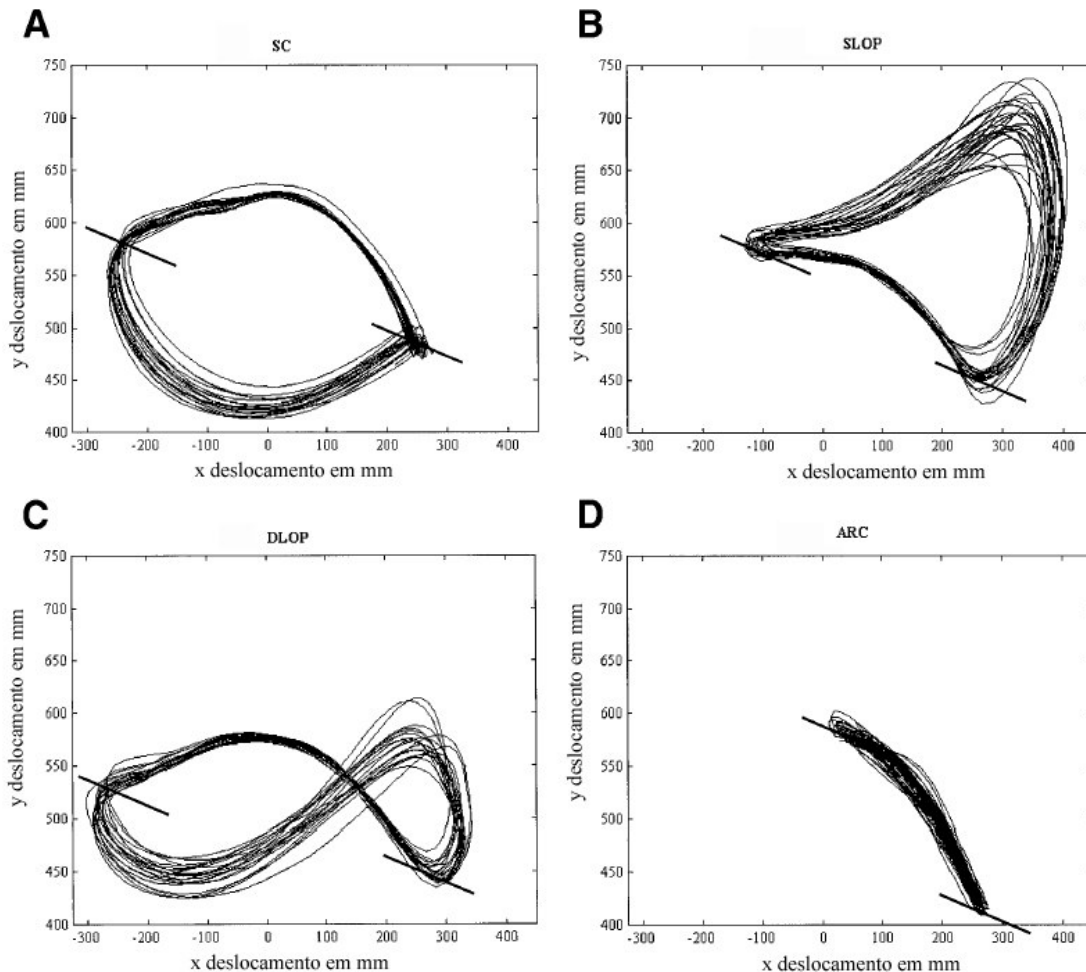


Figura 3.2 - Padrão de propulsão. Os quatro padrões clássicos de propulsão (A) semicircular (SC); (B) SLOP; (C) DLOP; e (D) em arco (ARC). A barra escura à direita de cada padrão representa o início de cada padrão de propulsão. A barra escura à esquerda de cada padrão representa o fim da propulsão e o início da fase de recuperação. Sanderson e Sommer (1989).

3.2 A Biomecânica da Propulsão na Cadeira de Rodas

Para o entendimento da biomecânica da propulsão no aro da cadeira de rodas, é necessária uma análise de a biomecânica articular dos membros superiores e do tronco. Isto é possível através de um controle externo dessas condições. Esta compreensão da biomecânica articular só é alcançada quando a força, os momentos, os movimentos, as acelerações, os ângulos, as amplitudes das articulações bem como os padrões, as fases e a força mecânica da propulsão são observadas em um local de sistema coordenado.

Através da utilização de um local de sistema coordenado é possível documentar a biomecânica articular dentro de uma terminologia anatômica. Diversos estudos apresentam exigências matemáticas para descrever os movimentos anatomicamente relevantes, como os movimentos da articulação Gleno-umeral articulação úmero-radial e rádio-cárpica. Além disso, são os princípios matemáticos que determinam os parâmetros biomecânicos. Portanto, existem inerentes dificuldades na comparação destes estudos, especialmente com relação aos dados absolutos de amplitude de movimentos, dentro de um ciclo de tempo dependente destes dados.

Os usuários de cadeira de rodas preferem uma cadeira de rodas para as suas atividades de vida diária, com os aros de diâmetro relativamente grandes (+53 cm). Este tipo de cadeira oferece muitas vantagens em relação à biomecânica da propulsão como a manobrabilidade, força mecânica, o fácil transporte, a transposição de barreiras e a flexibilidade no uso geral.

Para se obter uma visão da biomecânica do sistema músculo-esquelético durante a propulsão no aro da cadeira de rodas, a investigação de essenciais fatores é necessária, como à simulação dinâmica e modelação dos sistemas matemáticos com a coleta dos dados. Os padrões de atividade muscular devem ser sincronizados com os movimentos e a geração do padrão de força durante a propulsão na cadeira de rodas sob condições reais.

3.3 Biomecânicas dos Membros Superiores

3.3.1 Biomecânica da Articulação Gleno-umeral

Poucos conhecidos autores descreveram desde os detalhes biomecânicos da articulação gleno-umeral como se observa na figura 3.3 o plano de movimento articular.

Boninger et al. (1998) e Veeger et al (1998) foram os autores pioneiros a descrever os detalhes cinemáticos da articulação gleno-umeral durante a propulsão de cadeira de rodas.

Veeger et al (1998) descreveram a biomecânica global das articulações gleno-umeral de cinco (5) participantes sem deficiência nos membros inferiores durante a fase de impulso de início com flexão do membro superior de uma posição de extensão, combinado com abdução durante a primeira fase do impulso, que mudava para flexão e adução durante a esta mesma fase final.

Parte deste movimento no plano frontal tem se atribuído a rotação interna da articulação gleno-umeral, que juntas com a restrição das mãos ao longo da trajetória do aro de propulsão, levam a um movimento aparentemente para fora da articulação úmero-radial visível como a abdução da articulação gleno-umeral.

Em contraste a estes achados, Vanlandewijck et al (1994) constataram uma dominante rotação externa da articulação gleno-umeral na primeira metade da fase do ângulo de impulso e máxima abdução da mão de contato em 40 atletas de basquete adaptado. A máxima abdução foi mantida em toda a primeira fase de impulso.

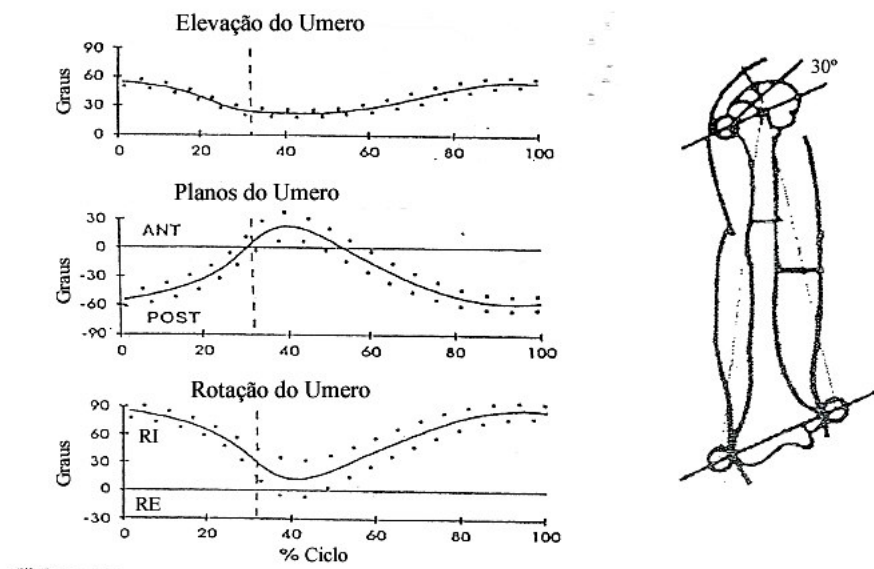


Figura 3.3 – Planos cinemáticos da articulação do ombro. Vanlandewijck et al (1994)

Estes achados foram confirmados por Boninger et al (1998) e Newsam et al (1999) assim que, a abdução passiva da articulação gleno-umeral, através da rotação interna do membro

superior em cadeia fechada, como descrita por Veeger et al (1991) não foi demonstrada em experiência com usuários durante a submáxima propulsão no aro da cadeira de rodas. Quando uma alta resistência é superada, tais como um declive íngreme ou a partir da posição parada, flexão do tronco e o contato inicial da mão, poderá induzir a uma rotação interna da articulação gleno-umeral acompanhado de uma contração excêntrica dos rotadores externos. Contudo, a condição repetitiva de rotação interna, associada com uma grande rotação externa e uma carga abduzora, é um sério fator de risco de injúria no tendão do supra-espinhoso (Newsam, 1999).

O movimento do ombro tem uma baixa velocidade (1.3m/seg.) e uma amplitude articular de intervalo entre - 64° a +11° de flexão/extensão no plano sagital, 21° a 47° de abdução/adução e 54° a 91° de rotação interna e externa (Cooper, 1998).

A biomecânica do ombro é velocidade dependente (Vanlandewijck, 1994). O aumento da velocidade resulta em um notável aumento da aceleração angular para os movimentos de flexão/extensão e abdução e adução.

A biomecânica do ombro não depende da habilidade funcional (Newsam, 1999).

3.3.2 Biomecânica da Articulação do Cotovelo

Vanlandewijck et al (1994) descreveram a cinemática do cotovelo durante a propulsão de cadeira de rodas em diferentes velocidades. Foram identificados claramente os movimentos de empurrar e puxar, como descrito por Brown et al (1990). Entretanto, isto deve ser notado que o movimento alternado de flexão e extensão do cotovelo como é observado o plano de movimentos articular na figura 3.4, o que não implica necessariamente uma passagem de flexão para extensão de produção de força. A baixa velocidade (1.11m/seg.), de movimento alternado de flexão e extensão de cotovelo foi observada após 52.8% de TP (Tempo de Propulsão). E a velocidade de 2.22m/seg. de extensão já começou após 33.47% de TP.

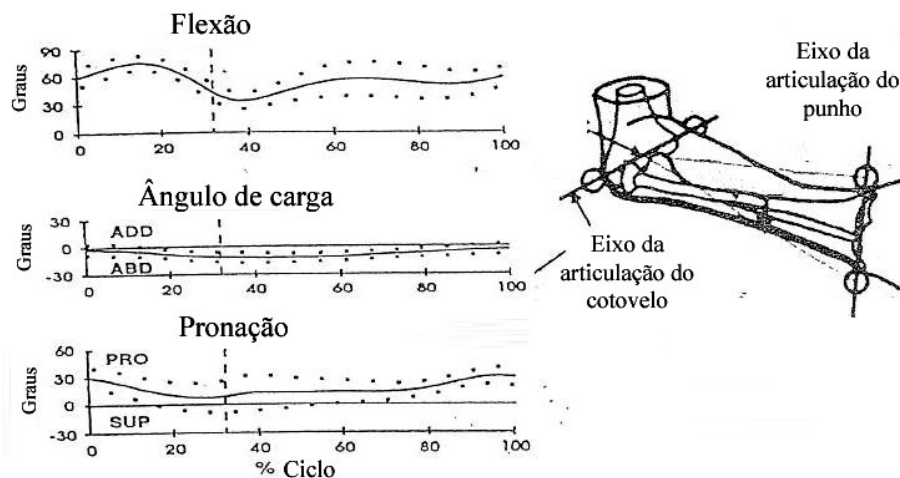


Figura 3.4 – Planos cinemáticos da articulação do cotovelo. Vanlandewijck et al (1994)

De acordo com Newsam (1999) a mão livre, com a completa extensão do cotovelo não foi alcançada. Isto poderia ser explicado pelo princípio da geometria, que descreve a relação entre a velocidade rotacional e a velocidade translacional. Um precoce término do impulso, bem antes da máxima extensão do cotovelo foi observado, bem antes de atingir a máxima extensão do cotovelo que provavelmente resultado da inabilidade para acompanhar a velocidade dos aros da cadeira de rodas. De fato, o ângulo de fechamento do cotovelo aproxima da completa extensão, a menos efetiva velocidade rotacional será em termos de translação do ponto final. Como a influencia do nível da lesão espinhal não encontra significantes diferenças na cinemática do cotovelo entre paraplégicos, e tetraplégicos com nível de lesão em C6 e C7.

3.3.3 Biomecânica da Articulação do Punho

Devido à alta prevalência de frequência de Síndrome do Túnel do Carpo (STC) na população dos usuários de cadeira de rodas, a biomecânica do punho durante a propulsão tornou-se uma área de específico interesse.

Nos estudos de Rodgers (1994) foram oferecidos dados detalhados da cinemática e dos planos de movimentos do punho que é observado na figura 3.5 durante a condução submáxima em cadeira de rodas. Apesar de alguns resultados serem de difícil interpretação devido à utilização de um aro de diâmetro de 38 cm.

Veeger (1998) documentou que no momento do contato da mão com o aro, a mão é delicadamente estendida, radialmente desviada e supinada. Após uma acentuação inicial desta orientação, as mudanças de posição de extensão para flexão, e desvio radial para ulnar, e de um movimento de supinação para pronação durante o restante da fase de impulso. A despeito do fato que a propulsão da cadeira de rodas durante a fase de impulso é um movimento orientado, o qual impedem uma larga variação de técnicas, diferenças extremas no ângulo do punho durante a condução da cadeira de rodas.

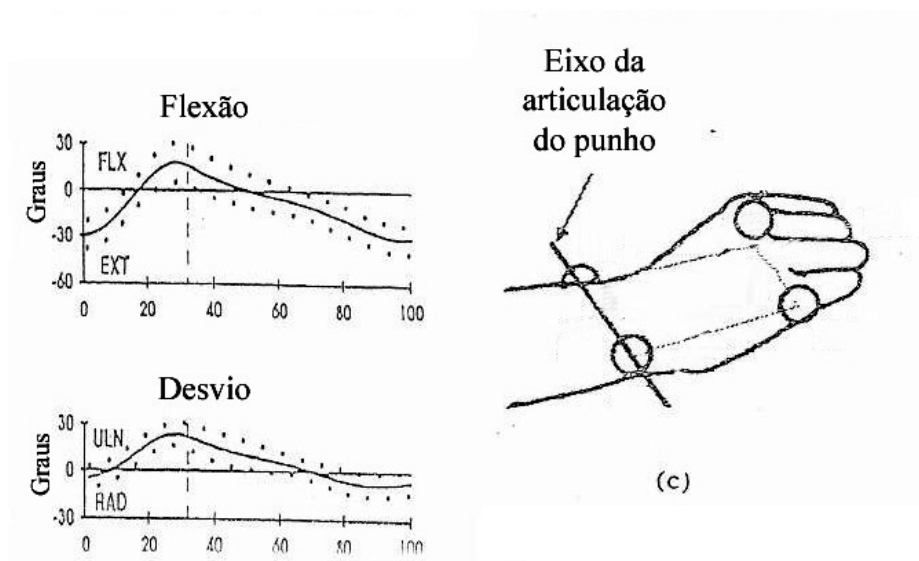


Figura 3.5 – Planos cinemáticos da articulação do punho. Vanlandewijck et al (1994).

Boninger (1997) afirmou que os valores para a extensão extrema (30° à 39°) e desvio ulnar (20 à 25°) são comparáveis. A extrema flexão, entretanto, é marcadamente menor, e o extremo desvio radial maior.

Veeger (1998) defende a coleta de registros dos efeitos deletérios provocados pelo caráter repetitivo do movimento. Uma abordagem metodológica deve ser aplicada para uma larga amostra de usuários permanentes de cadeira rodas na condução de suas próprias cadeiras. Para associar as diferenças entre as técnicas de propulsão que provocam lesões, esta abordagem metodológica deve ser combinada com registros epidemiológicos e modelos de mecanismos de esforços repetitivos.

Especial atenção deve ser dada a dor para diferentes contatos no aro de condução da cadeira de rodas, tais como o contato com a mão em garra versus o contato da mão do paraplégico, e o impulso para frente e impulso para trás que são as técnicas utilizadas pelos tetraplégicos.

3.3.4 A Biomecânica do Tronco

Para Vanlandewijck (1994) não existe estudo biomecânico especificamente direcionado para o papel do tronco na propulsão da cadeira de rodas. Contudo, o movimento do tronco pode ser o mais importante mecanismo gerador de força na condução da cadeira de rodas principalmente, em condições que evitaria a fadiga, tais como na aceleração rápida partindo da posição de repouso, ou aceleração rápida a curta distância. Além disso, o movimento do tronco é diretamente afetado com a resistência do ar e da sua própria posição na propulsão da cadeira de rodas, principalmente na fase de impulso. Nos esportes em cadeira de rodas, o desempenho do movimento do tronco tem se mostrado determinante como um parâmetro chave na identificação do potencial funcional do atleta.

Vanlandewijck (1996) ainda afirma que na biomecânica, o movimento do tronco é principalmente avaliado através do cálculo do ângulo entre uma linha vertical e uma linha estabelecida do acrômio ao eixo do aro da cadeira de rodas em um plano sagital. Um adicional ponto de referencia utilizado é o trocanter maior, ou um estimado ponto na articulação coxofemoral acima do eixo do aro, que validará o cálculo da amplitude de movimento do tronco. Outra referencia anatômica podem ser assinaladas, como diferentes níveis dos processos espinhosos da coluna vertebral, a partir da sétima vértebra cervical para baixo. Desta forma, a variedade interindividual do movimento do tronco no plano sagital e a posição do movimento da coluna vertebral poderão ser avaliadas. Os movimentos do acrômio no plano sagital deverão ser interpretados com a devida cautela, pois eles poderiam representar a flexão e extensão do tronco bem como a retração e protrusão dos ombros.

Van Der Woude (1988) avaliou a excursão do tronco durante a propulsão da cadeira de rodas e encontrou períodos de avanço para frente do tronco com o incremento da atividade. Neste

estudo, foram observados 40 atletas de cadeira de rodas que mudavam o tronco de flexão para extensão significativamente na fase final do impulso quando a velocidade foi aumentada de 1,11 to 2,22 m/seg. (de 68,39 para 93,15 % de TP).

Vanlandewijck (1995), entretanto afirma que o aumento do percentil de 1.5% para 9% não justifica a mudança do padrão de flexão e extensão do tronco. Atletas com a potência funcional para inclinar o tronco não utilizaram esta vantagem durante a submáxima na condução da cadeira de rodas.

Aparentemente, a velocidade imposta de 2.22 m/seg foi insuficiente para provocar o envolvimento do tronco. Os estudos citados acima reportam a biomecânica de três dimensões das mãos propulsoras da cadeira de rodas, e todos tem focado a condução submáxima de cadeira de rodas padrão. Para encontrar a relação da causa entre a biomecânica da propulsão em cadeira de rodas e o esforço repetitivo deletério ao membro superior, seria necessário expor os usuários de cadeira de rodas a extremas condições externas. Parâmetros registrados durante as condições submáxima externas não permitiram validar as extrapolações para os membros superiores e a biomecânica do tronco na propulsão de cadeira de rodas a altas velocidades e resistências.

3.4 Padrões de Força na Propulsão no Aro da Cadeira de Rodas

Embora as pesquisas sobre cadeira de rodas tenham aumentado nas últimas décadas, estudos dedicados para as técnicas de propulsão, especialmente estudos da produção de força, ainda permanecem escassos.

Os dados dos estudos de Van Der Woude (1998) foram coletados usando um simulador de cadeira de rodas desenvolvido por Niesing et al (1990). Cooper et al 1993 utilizaram a Smart^{Wheel} para coleta de dados.

A Smart^{Wheel} é a modificação de uma cadeira de rodas equipada com um sistema de (3) três feixes que permite a determinação de força tridimensional e momentos. Como a Smart^{Wheel} pode

ser adaptada na própria cadeira de rodas dos seus usuários, a interface usuário cadeira de rodas e as condições externas são perfeitamente simuladas (Assato, 1993).

Estudos relataram uma única força tangencial ou o momento sobre o cubo e os componentes críticos das forças sobre o aro foram ignorados (Rodgers, 1994; Vanlandewijck, 1996). A análise tridimensional do padrão de geração de força da propulsão de cadeira de rodas é pré requisito relacionados ao risco de lesões.

Os resultados da Smart^{Wheel} consistem nas forças e momentos em (3) três dimensões determinadas pelo sistema de coordenadas mundial. Fx, Fy e Fz são combinadas para somar a resultante de força Ftot. Os componentes de força Fx, Fy e Fz são definidos como direcionadas horizontalmente para frente, horizontalmente para fora e verticalmente para baixo, respectivamente (Assato, 1993).

Para relatar as forças no aro da cadeira de rodas, os sistemas de coordenadas podem ser rodados tais que os componentes de força Fx e Fz representam, respectivamente, a tangencial (Ft) e a radial (Fr) que são os componentes de força de propulsão da cadeira de rodas. O componente de força tangencial, Ft é o único componente de força que contribui para o movimento para frente da cadeira de rodas. O componente de força radial, Fr e o componente de força axial Fy, provocam um atrito necessário que permite à aplicação de Ft. A força resultante (Ftot), que é o total de força aplicada no aro de propulsão, é matematicamente calculada através da soma do vetor dos (3) três componentes de Fx, Fy e Fz. Utilizando os dados da posição da mão, das imagens gravadas no vídeo, e os componentes de força Fx, Fy e Fz no aro de propulsão, a força efetiva (Feff) pode ser calculada, de acordo com a equação abaixo:

$$Feff = Fx \cdot \cos\alpha + Fy \cdot \sin\alpha \cdot \sin\beta + Fz \cdot \sin\alpha \cdot \cos\beta \quad (N) \quad (Eq. 3.1)$$

Onde alfa é o ângulo entre a linha da mão marcada através do eixo da roda, relativamente à linha vertical através do eixo da roda, e beta é a cambagem do ângulo das rodas (Veeger, 1991). Veeger e colaboradores também introduziram nestes parâmetros a terminologia de fração da

força efetiva (FFE) como uma medida para a aplicação da força. FFE é a frequência do efetivo momento de propulsão medida no cubo da roda (Mcubo) para a força resultante:

$$FEF = M_{hub} \cdot r^{-1} \cdot F_{tot} \cdot 100(\%) \quad (\text{Eq. 3.2})$$

Onde r é o raio do aro da roda.

Um comparativo, embora de ligeiramente diferente, a medida da eficácia da aplicação da força foi introduzida por Boninger et al (1997). A efetiva força mecânica (EFM) é uma porcentagem da força resultante que o movimento para frente:

$$MEF = F_{t2}/F_{tot2} \cdot 100 (\%) \quad (\text{Eq. 3.3})$$

Além da força de propulsão, as mãos podem também aplicar um torque nos aros (Veeger, 1999). Se uma única força foi aplicada pelas mãos no aro, o componente tangencial de que a força (F_{eff}) seria igual o torque dividido pelo raio da roda. A diferença entre os dois é igual ao momento da mão (M_m). De acordo com Cooper et al (1998).

M_m pode ser estimado, assumindo que o ponto da força de aplicação (PFA) coincide com a articulação metacarpo falangiana (MP) ou o cálculo PFA baseado no momento de três dimensões:

$$\text{Tang } \theta = M_x/M_z \quad (\text{Eq. 3.4})$$

Onde M_x e M_z são momentos produzidos através pela mão, em torno de x e z o eixo do sistema de coordenadas, respectivamente.

A virtual PFA, como definida por Cooper et al. (1997), é o ponto da intercessão entre a mão e o aro de propulsão que pode ser definido com uma força e não torque. Este virtual PFA pode estar fora da atual área de contato entre a mão e o aro.

Ainda o referido autor demonstrou um estudo de caso que a PFA da equação [4] leva a secunda MP por cerca de 10 em média. Além disso, calculando a PFA do momento em três dimensões antecipará também PFA diferentes entre pessoas com tetraplegia e outras com paraplegia.

Finalmente, o padrão da PFA em um ciclo de propulsão pode ser controlado. Entretanto, isto deverá ser notado que o cálculo do PFA pode ser relativamente variável do início até o final do toque da mão no aro da cadeira de rodas, onde as forças são baixas.

Mmão pode ser imaginada como a combinação da força de impulso até o nível da mão e a força de puxar até o nível do primeiro dedo. Utilizando a mão do aro e a pegada no pneu, a magnitude e a direção da Mmão poderiam ser drasticamente alteradas. A posição do ombro, com relação ao eixo da roda traseira a Mmão significativamente.

Na figura 3.7 observa-se que a aplicação da força tangencial poderia levar a uma situação contraditória em que o a articulação do cotovelo esta em extensão enquanto ao mesmo tempo o momento flexor deveria ser gerado mecanicamente um ótimo resultado. Redirecionando o resultado da força não tangencial deve-se evitar este conflituosa situação. Além disso, alterações na inclinação do tronco, se funcionalmente disponível, são mais provavelmente utilizados como uma produção de força estratégica. Vanlandewijck, (2001).

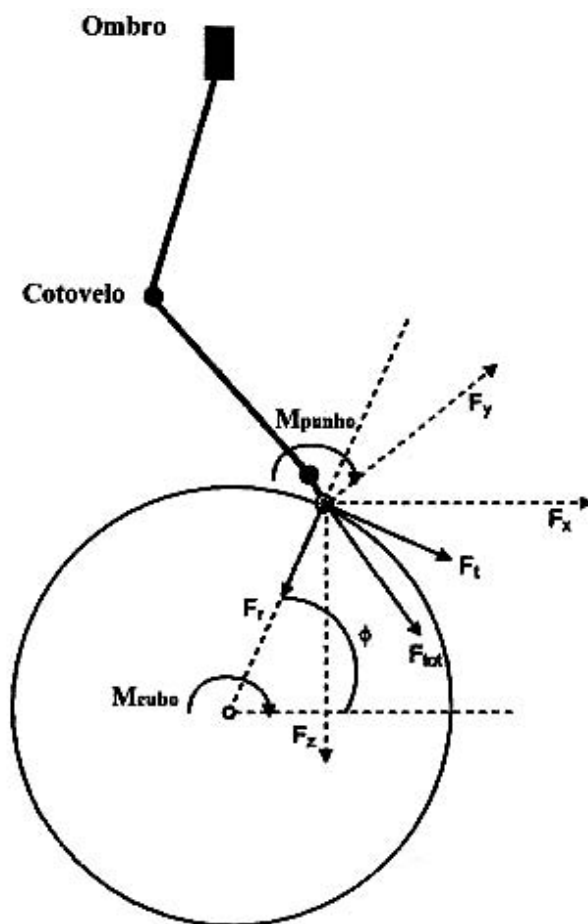


Figura 3.6 – Definição de forças (N) na propulsão do aro da cadeira de rodas. F_r = componente radial da F_{tot} ; F_t = componente tangencial da F_{tot} ; F_{tot} = força total; F_x , F_y , F_z = sistema de referência global; M_{punho} = momento do punho (Nm); M_{cubo} = momento do cubo (Nm); Φ = ponto na aplicação da força referenciada com relação na horizontal ($^\circ$). Vanlandewijck (2001).

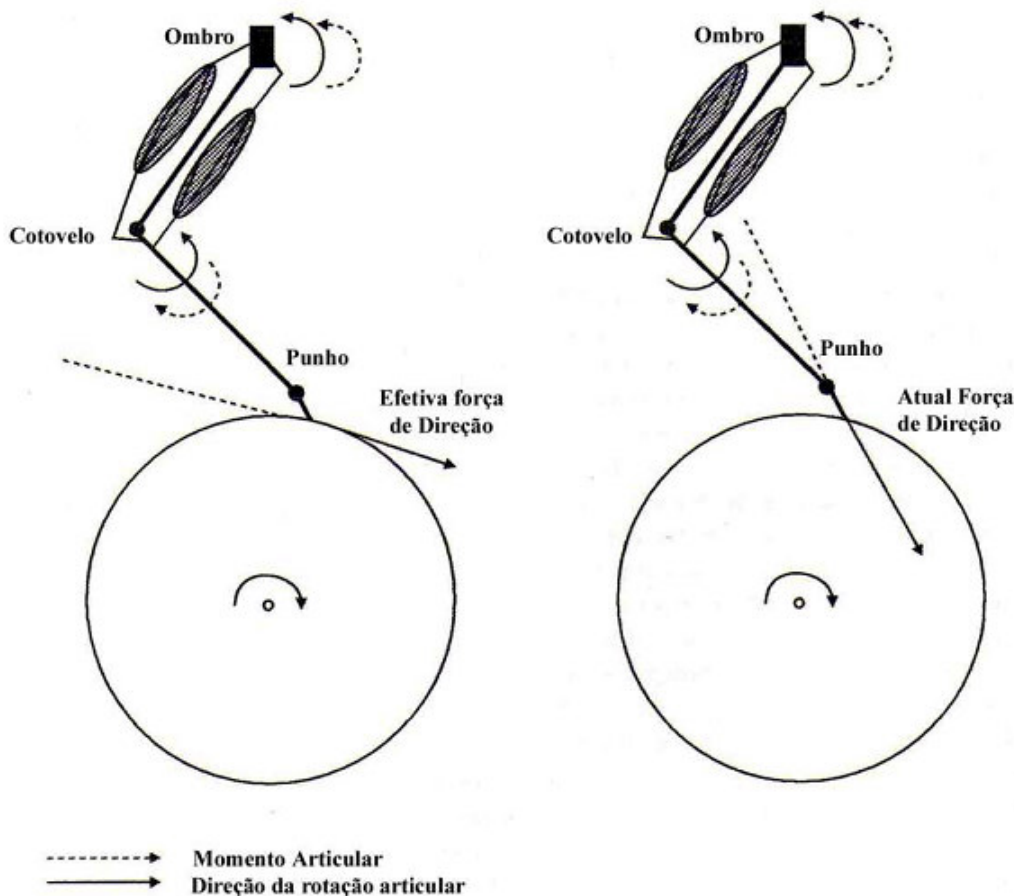


Figura 3.7 – A relação entre a direção da força e os torques das articulações do ombro e do cotovelo. Vanlandewijck, (2001).

Veeger (1992) constatou que as alterações nas condições externas trocam a direção da aplicação da força: parâmetros da FEF diminuem com a velocidade.

Boninger et al (1997) calcularam a frequência máxima da elevação da F_t , F_r e F_y correlacionando a curva de força versus tempo. Estes parâmetros foram escolhidos para identificar possíveis picos de impactos e foram assumidos para representar valores que podem estar relacionados como mecanismos lesionam. Para a maioria dos toques analisados por houve sempre um impacto na direção radial do primeiro contato da mão nos aros das rodas.

Boninger (1999) relacionou a taxa de elevação das forças com a lesão do nervo mediano. Isto significa que os indivíduos que tocavam as mãos rapidamente nos aros da cadeira de rodas durante a propulsão poderiam apresentar um grande risco de desenvolver STC.

Boninger et al (1997) também notaram um impacto na direção mediolateral. A rápida elevação na aplicação da força nas direções não tangencial pode, durante repetidos toques, induzirem à micro traumatismos acumulativos nas estruturas de tecidos moles dos membros superiores.

Boninger (2000) demonstrou a relação da posição do ombro com o eixo da roda traseira, correlacionados com frequência dos toques e a taxa de elevação da força total. A frequência dos toques propulsivos nos aros da cadeira de rodas tem sido relatada como lesionais.

Boninger (2000) ainda afirma que o design da cadeira de rodas, e especialmente os ajustes das características e potencial funcional do usuário, que compõe a interface cadeira de rodas e usuário, influenciam no padrão de produção de força. Infelizmente, as características da interface usuário cadeira de rodas são raramente relatadas. Por exemplo, diferenças na transmissão de força por vários diâmetros de aro e rodas devem ser sempre mensurados e documentados.

3.5 Os Padrões de Ação Muscular no Aro de Propulsão da Cadeira de Rodas

Veeger (1998) relatou que a atividade muscular durante a propulsão da cadeira de rodas tem sido bem documentada através de eletro miografia de superfície (EMG), em combinação com a biomecânica tridimensional e gravações da cinética, para descrever o papel de tempo dependente dos diferentes músculos e determinar o papel deles na produção de potência.

A EMG através de eletrodos de superfície tem utilização freqüente no registro da atividade muscular, embora pesquisadores, não correlacionaram a coleta destes dados com os parâmetros biomecânicos (Mulroy, 1996).

Veeger (1998) concentrou o seu estudo em dados restrito a força tangencial no aro da cadeira de rodas, no cálculo da curva de aceleração do sistema cadeira de rodas do próprio usuário. Outro estudo ficou restrito na investigação da força tangencial mensurando diretamente o padrão de bitola do aro.

Um estudo identificou dois (2) sinergismos da cintura escapular durante a propulsão da cadeira de rodas. O sinergismo da fase de impulso era controlado pela função dos músculos flexores da articulação gleno-umeral (deltóide anterior, peitoral maior), os rotadores externos (supra-espinhoso e infra-espinhoso) e o protrator (Serratio anterior).

Por outro lado, o controle dominante do sinergismo na fase de recuperação, é os músculos: o extensor (deltóide posterior), os abdutores (deltóide medial e supra-espinhoso) rotador interno (subescapular) e o responsável pela função da retração escapular (trapézio medial).

De acordo com Mulroy (1996) os músculos da fase de impulso foram também ativados na fase de recuperação. Estes desaceleram o movimento de oscilação do braço, no preparo da mão, a fim de aumentar a velocidade desta, para o impacto no aro da cadeira de rodas.

Spaepen et al (1998) relataram que a estratégia acima mencionada foi aplicada quando a velocidade de propulsão aumentou de 1.11 para 2.22m/seg. Este autor demonstrou também que esta estratégia resultou em um significativo aumento do trabalho mecânico concêntrico (TMC) dos músculos envolvidos. Para determinar TCM, a atividade muscular foi integrada para cada músculo separadamente como a correspondente função do deslocamento angular.

O mesmo fenômeno foi descrito (Mulroy, 1994; Rodgers, 1994; Vanlandewijck, 1994; Spaepen, 1996) para a fase de recuperação muscular. Isto já na atividade no final da fase de impulso para restringir os movimentos de flexão do ombro (deltóide posterior), de adução (deltóide medial) e de rotação externa (subescapular).

Mulroy (1996) relatou que na articulação do cotovelo, o bíceps braquial foi também ativado na fase final de recuperação e continuou a ação muscular em todo o período onde o torque da flexão do cotovelo contribuiria para a propulsão. De igual forma, o tríceps braquial só tornou-se ativo quando a extensão do cotovelo contribuiria para a força de propulsão no aro.

No estudo de Brown (1990) estas observações embasaram a ação da mão de impulsionar e puxar o aro da cadeira de rodas durante a fase de impulso. Contudo, deve ser notado que no estudo de Mulroy et al (1994), os indivíduos impulsionaram a cadeira de rodas empregando uma velocidade de 1.51m/seg em superfície plana.

Vanlandewijck (1994) documentou que aumentando a resistência ou a velocidade influenciaria a mudança do cotovelo na flexão para extensão. Assim, minimizaria a ação de puxar em ambas as condições o que afetaria o padrão de atividade muscular.

Entretanto, convém notar que a mudança do movimento de extensão para o de flexão automaticamente não implicam na mudança do movimento do torque de flexão para extensão.

Mulroy (1994) observou a atividade do bíceps braquial que acompanha o movimento inicial de flexão do cotovelo no disparo da fase de impulso, após as mãos terem feito contato com o aro da cadeira de rodas.

Veeger (1996) afirmou que o músculo Deltóide Anterior tem uma alta atividade no início do contato da mão, onde o Peitoral Maior tem uma forma mais constante de atividade muscular e de longa duração. Estes dois (2) músculos são considerados os primeiros impulsionadores da propulsão da cadeira de rodas.

Embora Vanlandewijck et al (1994) já tinham demonstrado que o músculo Grande Dorsal exibe um padrão de atividade similar, que enfatiza esta importância durante a fase propulsiva. No entanto, existe um aumento da abdução do membro superior, a atividade do Deltóide Medial não é notada. Isto sugere que este movimento de abdução não é um movimento ativo.

Veeger (1991) observou o torque e a curva de potência durante a propulsão da cadeira de rodas. Estes encontraram uma alteração na inclinação ou mesmo uma deflexão negativa na curva de torque, na metade da excursão da fase de impulso.

Como sugerido por Ross e Brubaker (1984) no teste de 20 segundos, denominado de “Sprint” teste, realizado sob condições extenuantes a ocorrência da produção de pequeno torque não foi provocado pela mudança do movimento de flexão para o de extensão. De fato, isto coincidiu com o desvio na atividade muscular do Bíceps para o Tríceps Braquial.

Rodgers e Mulroy et al (1998) concluíram que desde a mais efetiva direção da aplicação da Força Tangencial no aro, pelo menos a partir de um ponto de vista biomecânico, ambos os flexores e extensores do cotovelo são necessários para uma forma mais otimamente direcionada. A declividade na curva de torque aparece no tempo quando o momento de flexão em torno da articulação do cotovelo não é necessariamente longo e a extensão de torque é mais efetiva.

Mulroy (1996) documentou que durante as fases de impulso e recuperação, foi registrada uma significativa atividade muscular nos Rotadores do Manguito. Na maioria dos usuários de cadeira de rodas que participaram do estudo de Mulroy e colaboradores demonstrou um alto pico de atividade do Supra-espinhoso durante a fase de impulso, enquanto a duração da atividade na fase de recuperação foi lenta (59% do ciclo). Dos 17 participantes, quatro usou o músculo Supra-espinhoso durante ambas as fases.

Mulroy et al (1996) afirmaram que com a redução da atividade dos músculos do Manguito Rotador devido à fadiga, a contração do músculo Deltóide provocaria um rolamento superior da cabeça umeral e a possibilidade de impacto do tendão do supraespinhoso contra o arco subacromial. A fadiga do Peitoral Maior seria um potencial para o impacto, como a força de rolamento da cabeça umeral na fase de impulso que cruza a articulação Gleno-umeral. A rotação interna do ombro durante a fase de recuperação, também provoca o impacto mais provável pelo movimento do Grande Tubérculo diretamente abaixo do Acrômio.

O mais importante objetivo deste segmento foi reunir dados da aplicação da estratégia da força do usuário de cadeira de rodas. As informações destes fatores do desempenho da propulsão manual em cadeira de rodas têm como um dos objetivos minimizarem a incidência de lesão por esforços repetitivos.

3.6 Parâmetros de Análise dos Padrões de Propulsão

Existem quatro grupos de parâmetros para estudar o aspecto biomecânico da propulsão no aro da cadeira de rodas:

- Os parâmetros temporais.
- Os parâmetros de análise da cinemática do movimento.
- Os parâmetros de análise da atividade muscular através de Eletro miografia de superfície (EMG).
- Os parâmetros de análise dinâmica (força, momentos e FMV).

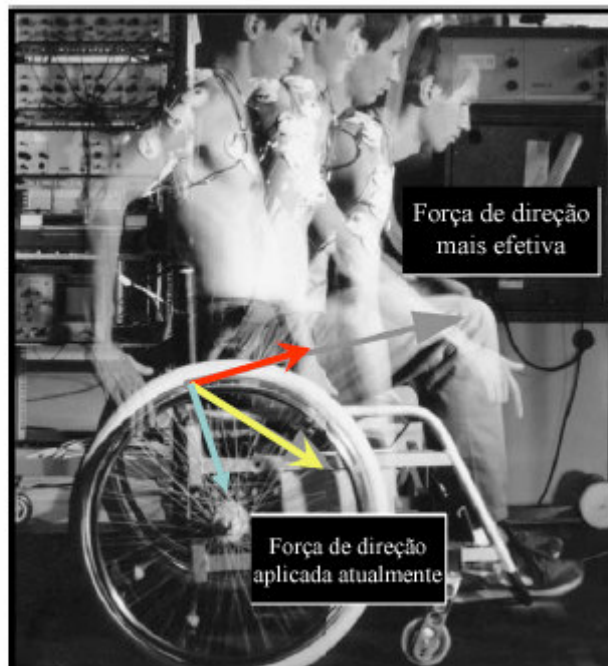


Figura 3.8 - Ilustração da direção da força de propulsão no aro da cadeira de rodas e a relação com a direção da força mais efetiva. Woude et al (2001).

3.7 Parâmetros Temporais:

1. **FP:** frequência da propulsão (número de ciclos de propulsão por unidade de tempo)
2. **TI:** tempo do impulso (produção de força quando as mãos estão em contato com os aros)
3. **FR:** fase de recuperação (intervalo entre a fase de impulso quando as mãos estão sendo posicionadas para reinício da próxima fase de impulso)
4. **CT:** tempo do clique = $FP + FR$
5. **AI:** ângulo de impulso (deslocamento angular das mãos sobre o aro entre o início e o fim do impulso).
6. **AII:** ângulo de início do impulso: ângulo de início do impulso na vertical passando pelo eixo da roda
7. **AFI:** ângulo do fim do impulso: ângulo entre a vertical do fim do ciclo do impulso

3.8 Parâmetros Cinemáticos

Padrão de propulsão (ciclo de propulsão durante a mão no centro de trajetória).

Deslocamento angular ao nível da articulação do punho, cotovelo e ombro.

3.9 O Padrão de Propulsão e a Eficiência Mecânica

No estudo Shimada (2002) uma diferença foi encontrada para a eficiência mecânica, com a técnica de condução de bombeamento mostrando a maior eficiência e a menor com a técnica semicircular de condução.

Variáveis do tempo e deflexão negativa de força antes e após da fase de impulso mostrou diferenças significativas entre os padrões de propulsão (Boninger, 2002).

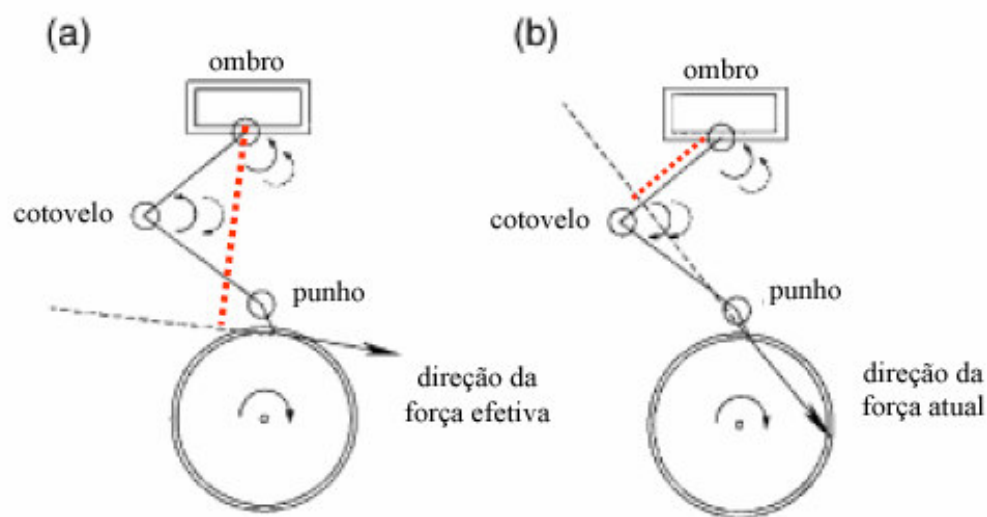


Figura 3.9 - Ilustração biomecânica da direção da força mais efetiva (a) e aplicação da direção da força atual (b). Linhas contínuas indicam os momentos em volta do ombro e cotovelo, as linhas pontilhadas indicam direção das rotações das articulações. Woude et al (2001).

3.10 O Aprendizado Motor da Propulsão

Treinamento e aprendizado são essenciais no processo de reabilitação. Os novos usuários de cadeira de rodas no processo de reabilitação necessitam aprender um conjunto completo de novos e complexos padrões das extremidades superiores e do tronco para o propósito de deambulação, por exemplo: a propulsão de uma cadeira de rodas com seus membros superiores sob condições das suas atividades de vida diária. Diferentes adaptações no sistema do corpo e na organização de movimentos serão elementos de treinamento e aprendizado. O aprendizado das habilidades motoras pode ser compreendido como um processo de aquisição de habilidades, que leva a uma tarefa de melhor desempenho e eficiência. Os efeitos do aprendizado podem ser expressos em resultados melhorados, por exemplo, sendo capaz de se mover mais rápido, mais longe, a um grau mais elevado de precisão, e a um custo mais baixo de energia. Embora, isso não ajude a entender os mecanismos do aprendizado motor. Para esse propósito, um entendimento dos detalhes do processo e mecanismos de coordenação e adaptação que é armazenada dentro da “caixa preta” do sistema do cérebro humano (Boechorststraat, 1999).

O processo de reabilitação é direcionado justamente para uma condição de exercício e treinamento. Embora estruturado para alguma extensão, apenas um pouco é conhecido do processo de aprendizagem da propulsão da cadeira de rodas manual no contexto da reabilitação. Que elementos do exercício e treinamento na habilitação (por exemplo: forma, frequência, duração, ou condições relacionadas a esse conteúdo) contribuem mais efetivamente é obscuro.

Soest (1993) dissertou que a propulsão na da cadeira de rodas é por outro lado uma única atividade sincrônica do braço que freqüentemente precisa ser aprendida de um rascunho. Isso dá aos pesquisadores uma oportunidade única de não somente de aprender sobre o processo de adaptação e aprendizado da propulsão da cadeira de rodas, mas também de estudar o aprendizado do geral, pois é um complexo e funcional conjunto de novas tarefas motoras na vida de adultos dentro do contexto de aprendizado corrente de teorias. Ainda propôs, que diferentes conjuntos de parâmetros biofísicos na propulsão da cadeira de rodas, deveriam ser estudados, primeiramente para, durante e depois de um controlado processo de aprendizado tiver sido concluído. As trajetórias principais, que seriam trilhadas, são:

Uma análise detalhada dos aspectos biofísicos do movimento de características nos novatos ou não-usuários de cadeira de rodas em termos de adaptações biomecânicas e fisiológicas.

Uma análise detalhada dos aspectos biofísicos do movimento de coordenação e características do sistema durante a reabilitação dos indivíduos dependentes da cadeira de roda, por exemplo, indivíduos com níveis variados de lesão na espinha;

Em condições de limites diferentes (forma de treinamento, intensidade, duração, frequência; comparação de modos diferentes de trabalho de braço; conhecimento dos resultados) a luz dos aspectos biofísicos do movimento de coordenação e características do sistema durante a reabilitação dos indivíduos dependentes de cadeira de rodas, por exemplo, indivíduos com amputação, lesão na coluna espinhal e não-usuários de cadeira de rodas.

A propulsão no aro da cadeira de rodas é uma tarefa complexa. A maior parte da força para a movimentação é gerada nos músculos ao redor dos ombros e transferida para a extremidade

distal, posição da mão e punho, e então para o aro pelo conjunto de bem ajustadas, mas, complexas rotações segmentadas. As duas mãos atuam na rotação sobre o aro fino da roda, enquanto a força é gerada sobre o aro numa menos que ótima (tangencial) direção. Obviamente, isso é uma ação concernente das duas mãos. A simetria da produção da força lateral em tempo e espaço determina a direção da inércia. A locomoção das mãos durante as fases de impulso e de recuperação no espaço ocorre predominantemente do lado de fora do campo visual. O retorno da desenvoltura é diretamente gerado pela orientação espacial da interface usuário-cadeira de rodas e o campo visual e mecânico numa disposição espacial. A força de produção durante a fase de impulso a si mesmo é treinada predominantemente na base da informação prospectiva e na pressão da pele na região do punho e mão.

Dado a complexidade da tarefa isso não é surpresa que a propulsão no aro da cadeira de rodas é um modo ineficiente de locomoção. Isso leva a diferentes restrições de tarefa e a anatomia típica na alta extremidade e região de eficiência mecânica bruta do ombro na propulsão do aro numa faixa de 2-10% (Woude et al 1986, 1988; Dallmeijer et al 1998).

Os principais fatores mecânicos que parecem ser responsáveis pela baixa eficiência são:

(1) A necessidade explícita para estabelecimento da atividade muscular; afora a produção de força externa da atividade muscular, os músculos são solicitados para estabilizar o sistema complexo do ombro, cotovelo, punho e mão para a propulsão no aro que é uma considerável coordenação: o aro fino é alcançado pelas mãos no instante do acoplamento, preferencialmente na mesma velocidade.

(2) A atividade da flexão dos dedos é considerável e requerida para gerar um acoplamento estável o suficiente (fricção) capacitando assim a transferência de força para o aro como afirma Woude et al (1995).

(3) A efetividade da produção da própria força se apresenta limitada: separadamente das forças de parada e um momento resultante negativo da força. (Em termos físicos simples – direcionamento não-excelentes isto é, tangencial ao raio do aro (Veeger et al, 1992).

Essa direção da força resultante é, contudo, sugerido ser a melhor solução nessa tarefa complexa dentro da mecânica (co-contração, força negativa) e restrições anatômicas do sistema musculoesquelético e da tarefa executada: uma descontínua – bilateralmente simétrica – locomoção guiada ao longo do aro fino rotativo.

(4) A descontinuidade do aro na propulsão da cadeira de rodas parece ineficiente. Especialmente para o novato ou não usuários de cadeira de rodas uma – por diferentes músculos – recuperação dos movimentos ativamente controlada parece aparente. Além disso, a fase de impulso a si mesmo consiste de uma seqüência de rotações, dominada pela flexão do ombro e extensão do cotovelo. Isso limita a tarefa de produção de força para um conjunto limitado de músculos relativamente pequenos, que são taxados consideráveis mesmo que relativamente a níveis baixo de produção de força de saída (Schmidt, 1998).

A complexidade dessa tarefa motora levanta uma questão prática, que os processos de aprendizado e adaptações tomam lugar acima do tempo como consequência de aprendizado.

O objetivo principal é ajudar a entender o processo adaptativo do trabalho dos membros superiores que aparentemente não tem lugar nesse tempo em coordenação neuromuscular e em órgãos do sistema e para determinar melhores condições de limite de treinamento e aprendizado de uma tarefa motora de um novato (Latash, 1996).

3.11 Conceitos de Aprendizado Motor

Aprendizado motor tem sido estudado de diferentes perspectivas e durante muitos anos. O aprendizado motor é um complexo conceito que pode ser formulado de acordo com Soest (1993) a seguir: se nós cumprirmos a tarefa, nossa performance melhora. Para ser preciso, a melhora da performance refere-se à realização do objetivo do ambiente relacionado da tarefa. Note que o aprendizado motor não é diretamente observável; mas sim é inferido que o aprendizado motor ocorreu na base de mudanças na realização do objetivo.

O produto do processo de aprendizado tem sido freqüentemente descrito em termos de resultados de medidas, tais como, tempo, produção de força etc. Especialmente, os mecanismos de suporte contribuem para a melhora da performance que são, contudo, de maior importância para um entendimento básico e teórico do aprendizado do motor. Existem diferentes – disciplinas orientadas freqüentemente – Teoria das estruturas que endereçam o assunto do controle motor e aprendizado motor. Teorias sobre aprendizado motor vão de uma teoria da “malha fechada” do aprendizado motor do esquema teórico de Schmidt (1988) para a ação da percepção do acoplamento na estrutura de psicologia ecológica, os princípios da organização de si mesmo de uma aproximação dinâmica não-linear e a aproximação mais materialista tomada dentro do campo biomecânico.

Em cada nova tarefa o sistema humano designa automaticamente uma solução que supre parcialmente. Numa repetida tarefa executada a solução muda ao longo da tentativa e erro desde melhor solução que é conhecida de antemão. Não é surpresa, Bernstein 1996, define Destreza como uma habilidade para achar uma solução motora para alguma situação externa, que é adequadamente solucionar qualquer problema motor emergente corretamente, rapidamente, racionalmente e embasadamente.

Bernstein (1996) descreve hierarquicamente, quatro níveis de estruturas funcionais do sistema nervoso que interagem nos movimentos humanos: tom do músculo para a regulação da postura (organizado em reflexos periféricos, coluna espinhal); o nível sinergia, onde acoplamentos funcionais existem entre músculos e entre músculos e juntas (organizado na coluna espinhal, cérebro, cerebelo, gânglios da base); o nível de orientação espacial para ambas as tarefas manipulativas (córtex motor) bem como as tarefas motoras grossas (o córtex sensorio e motor, núcleo profundo); e o nível da ação de movimento de si mesmo, planejamento consciente, performance sequencial e supervisão da ação organizada no neocórtex.

Quando uma pessoa começa a aprender uma nova tarefa motora o nível organizacional mais alto, a ação do movimento será mudada. Estruturas funcionais num nível mais baixo são supervisionadas e controladas por esse nível. Quando o aprendizado procede de uma re-divisão de controle de toma lugar, estruturas a um nível mais baixo toma certo controle sobre as funções

e são cuidadosamente e especialmente modulados dentro da estrutura dessa tarefa. A mesma estrutura pode ter diferentes funções e responsabilidades em diferentes estruturas motoras.

Bernstein (1996) oferece uma importante noção de desenvolvimento de mecanismos sensório-motor que – inconscientemente – ajuda a modular distúrbios. Isso leva a uma automação da performance da tarefa com a opção de supervisionamento consciente do sistema para mudar o foco para outras prioridades.

3.12 Coordenação, Adaptação e o Aprendizado.

O esforço básico para melhorar a capacidade de trabalho individual e a proficiência do usuário novato de cadeira de rodas é, claramente, iniciado durante os primeiros estágios de reabilitação. A reabilitação das extremidades do TRM é amplamente direcionada para um aprendizado motor das extremidades superiores (treinamento da força, exercício CRANK do braço). O uso geral funcional da cadeira de roda é um aprendizado em sessões na cadeira de rodas especiais (uso da cadeira de rodas nas AVD, manobrabilidade, balanço, executando transferências, subindo ladeiras, meio-fios e obstáculos) e na vida diária. A pauta do aprendizado – tal como são geralmente aceitas nesses esportes – não são comumente usadas em reabilitação. Os conceitos são amplamente aceitos na forma e especificidade de exercícios, intensidade, frequência e duração do treinamento requerem estudo cuidadoso dentro do contexto de reabilitação, desde pequenos dados experimentais que estão disponíveis.

O processo de adaptação dentre os usuários de cadeira de roda como uma consequência de treinamento não descreveu em detalhes. Algum estudo menor tem sido conduzido sobre o desenvolvimento de capacidade de trabalho físico, ambos em sessão-crucial bem como modelos longitudinais.

Dallmeijer et al. (1999) estudaram efeitos do processo de reabilitação em um grupo de TRM sobre a capacidade de trabalho, eficiência mecânica e medidas da técnica de propulsão da cadeira de rodas.

Woude et al (1999) simularam um treinamento de 7 semanas de não usuários de cadeira de rodas em uma esteira motora dirigida e encontrou efeitos substanciais na capacidade de desempenho, mas – em contraste a expectativas – não foram vistos pouca ou nenhuma mudança na aplicação dos parâmetros da força. Os parâmetros de tempo embora apresentassem maiores mudanças. Não foram estudados as articulações cinemáticas ou parâmetros para ativação do músculo na associação dos estudos de treinamento controlado. Somente recentemente, a coordenação da impulsão da cadeira de roda manual tem sido assunto para alguns estudos de perspectivas diferentes e níveis de coordenação.

3.13 Conclusão

Este capítulo pretendeu relatar os quatro padrões de propulsão no aro da cadeira de rodas é o mais eficiente, com menor consumo de energia e superior vantagem mecânica.

Entretanto o mais importante objetivo foi reunir dados da aplicação da estratégia de força do usuário de cadeira de rodas a fim de melhorar o desempenho da condução e minimizar a incidência de lesão por esforços repetitivos, numa compreensão lógica das conseqüências da força de aplicação sobre diferentes condições. Estas tais melhorias do desempenho estão baseadas no entendimento da interface cadeira de rodas-usuário.

No próximo capítulo, serão abordados os fatores que influenciam no desempenho da propulsão manual de cadeira de rodas, que enriquecerá nosso entendimento a partir da integralidade do usuário e a cadeira de rodas.

Capítulo 4

Fatores de Influência no Desempenho da Propulsão Manual

Existe uma expectativa tanto para o usuário de cadeira de rodas, como para os pesquisadores de engenharia de reabilitação quanto à elaboração de uma cadeira de rodas, que permita o máximo de desempenho.

Uma cadeira de rodas padrão deve apresentar características bem conhecidas como: construção tubular, assento e encosto suspensos a partir da estrutura para membros horizontais e verticais respectivamente, mecanismo dobrável em X, rodas dianteiras de 8 polegadas, e as rodas traseiras de movimentação manual de 24 polegadas ou de 22 polegadas, montadas na estrutura vertical traseira, certamente não atingiu esta expectativa em relação ao desempenho.

Este modelo de cadeira de rodas padrão é o mais freqüentemente usado em todos os países. É fácil supor que este projeto foi resultado de uma motivação para a simplicidade, praticidade e a economia na sua construção. Por esta razão um modelo de cadeira de rodas com essa motivação e características não pode atingir a expectativa de uma cadeira de rodas que ofereça pelo menos um razoável desempenho.

Este capítulo tem como proposta apresentar os fatores relacionados à cadeira de rodas e ao usuário, os quais afetam o desempenho da propulsão manual.

4.1 A Distribuição de Massa

Brubaker (1985) afirmou que um determinante preliminar do desempenho da propulsão nas cadeiras de propulsão manual é a distribuição de massa em relação à linha central das rodas traseiras. A distribuição de massa é determinada primeiramente pela posição vertical e horizontal do assento relativo ao eixo, e a extensão menor pela inclinação do assento e do encosto e à posição do descanso dos pés. Os fatores do desempenho que são afetados significativamente pela posição do usuário com relação à posição do eixo principal incluem a resistência de rolagem, a eficiência da propulsão, a tendência de desviar em declives, manobrabilidade, estabilidade estática e dinâmica, e transposição de barreiras.

4.2 Resistência de Rolagem

De acordo com Brubaker (1998) a melhoria da resistência de rolagem (R_R) com relação à distribuição de massa independe das características do usuário de cadeira de rodas. A resistência de rolagem é primeiramente em função da característica das rodas, do peso transportado, e da distribuição do peso. Pesquisadores e os fabricantes parecem que são sensíveis aos dois primeiros destes fatores, que fica evidente pelo marketing feito para as cadeiras de rodas leves e mais recentemente as ultraleves. Entretanto, a importância da distribuição do peso é, aparentemente, menos apreciada.

MacLaurin (1979) documentou que a resistência de rolagem de uma roda diminui inversamente ao seu diâmetro. Isto significa que com outros fatores constantes, a resistência de rolagem de uma roda maior é menor do que a de uma roda menor. Se o centro da massa for localizado mais próximo das rodas de direção e mais distantes das rodas dianteiras, as cadeiras de rodas terão uma resistência de rolagem baixa e, conseqüentemente, demanda menos consumo de

energia na propulsão. A resistência de rolagem deve-se à histerese do material do pneu que varia de acordo com o material.

Brubaker (1986) estabelece dados fornecidos na Figura 4.1, os quais são representações gráficas para uma resistência de rolagem de rodas de 24 polegadas com os pneus sólidos de borracha acinzentada, e para uma distribuição de 60% do peso nas rodas de 24 polegadas e 40% nas rodas dianteiras de 8 polegadas do mesmo material, com transporte de pesos diferentes. Alguns cálculos de uma amostra demonstram o efeito de deslocar-se o centro da massa mais próximo ao eixo principal:

Distância entre eixos = 16”;

Distribuição do Peso: 60% nas rodas principais e 40% nas rodas dianteiras (“centro de gravidade, é 6.4” à frente do eixo principal);

R_R em 850N sobrecarga = 12.1 N por rodas de 24” somente e = 14.2N para as rodas traseiras e dianteiras (Figura 4.1).

R_R é a força retardatária que age na linha da progressão. O peso carregado é a carga vertical.

Se o R_R para as rodas somente for ajustado à unidade, o R_R para as rodas e os rodízios será:

$$14.2 \div 12.1 = 1.17 \quad (\text{Eq. 4.1})$$

A proporção de R_R das rodas dianteiras às rodas pode agora ser determinada pela equação:

% do peso da roda X 1.0 + % do peso das rodas dianteiras X a razão $R_R = 1.17$, isto é, razão $R_R = 1.43$

Para uma distribuição de 75% rodas traseiras, 25% rodas dianteiras (“centro de gravidade 4” do eixo principal) o R_R relativo é de:

$$R_R = (.75 \times 1) + (.25 \times 1.43) = 1.10 \quad (\text{Eq. 4.2})$$

A redução no R_R movendo o centro de gravidade 2.4” para trás é, conseqüentemente:

$$R_R = (1.17 - 1.10) \div 1.17 \sim 6\% \quad (\text{Eq. 4.3})$$

Embora pareça uma redução irrisória, porém é significativa para o usuário de cadeira de rodas casual e provavelmente para qualquer usuário em atividade prolongada. Deve-se observar que os dados na Figura 4.1 foram obtidos a partir de um ergometro. As resistências de rolagem são tipicamente de 1.5 vezes maiores sobre o concreto e cinco (5) vezes maiores em carpetes mais grossos.

4.3 A Eficiência da Propulsão

Peizer (1989) propõe em seus estudos que a eficiência da propulsão da cadeira de rodas (EP) é afetada por muitas variáveis. Estas incluem as dimensões e as capacidades do usuário, a posição do usuário, o padrão de propulsão, as características da cadeira de rodas e a vantagem mecânica. O fator de significado mais prático para cadeiras de rodas propulsionadas é a posição do usuário em relação às rodas da direção.

Brubaker (1986) afirmou que a eficiência da propulsão (EP) da cadeira de rodas, como em qualquer outra tarefa física repetitiva, depende das condições da contração do músculo. Isto inclui a frequência, a duração, a força, a velocidade de contração e o comprimento relativo do músculo. A contração muscular aproxima-se da eficiência máxima ao contrair-se em uma frequência de 50 a 60 ciclos por minutos e na tensão e velocidade reduzida de aproximadamente 30% de seus respectivos valores máximas.

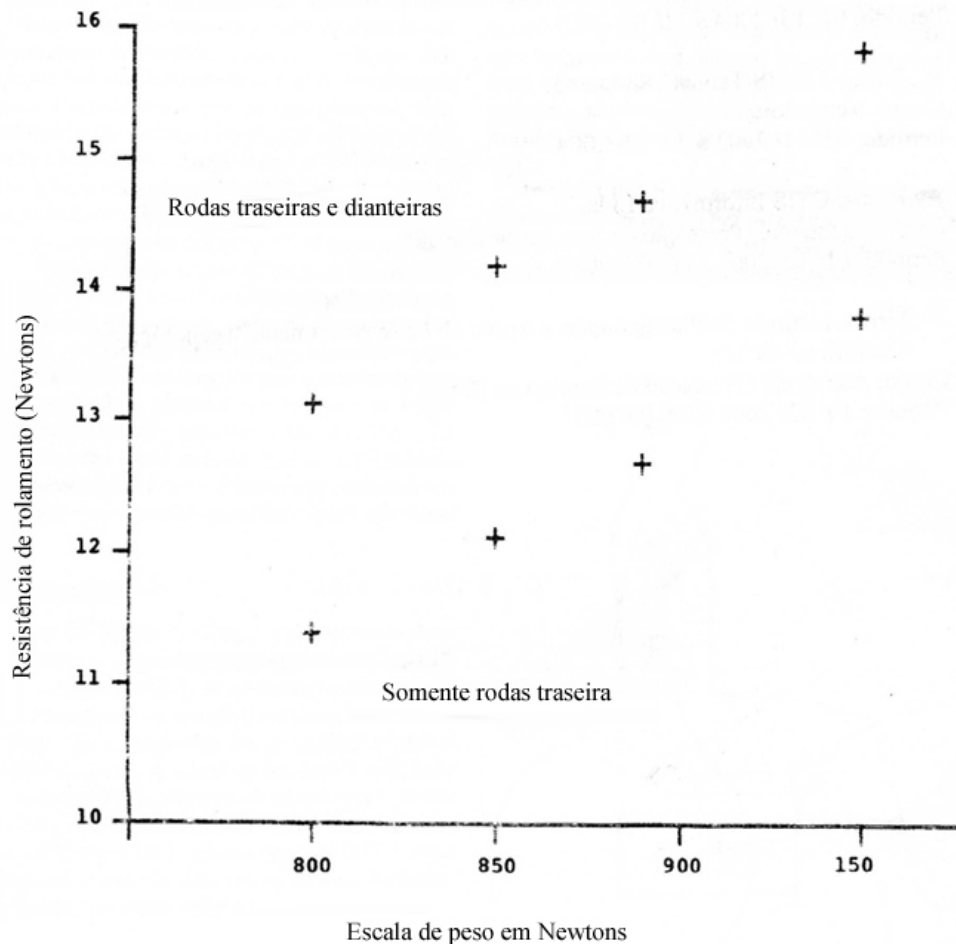


Figura 4.1 - Efeito da distribuição de massa da resistência de rolagem da cadeira de roda.
(Brubaker, 1986)

Knutsson (1987) relata que o determinante principal da função muscular e conseqüentemente, da eficiência para cadeiras de rodas de propulsão manual de uso geral é o gesto do segmento do membro superior durante o ciclo da propulsão. Este é secundário à posição do usuário em relação ao tocar os aros de propulsão. A principal consideração na melhoria da EP é o posicionamento horizontal e vertical para maximizar o efeito da gravidade e para minimizar a atividade do músculo durante o período da fase de recuperação do ciclo da propulsão. Evidências sugerem ser o último, o fator mais importante na determinação do EP. As medidas do custo de energia obtidas sob circunstâncias da propulsão unilateral revelam uma eficiência maior do que com propulsão bilateral. As explicações mais razoáveis deste fenômeno são as condições mais adequadas com respeito às da relação força-velocidade dos músculos, e à redução dos torques de propulsão para aproximadamente a metade.

Glaser (1986) constatou que além da evidência empírica conclusiva da superioridade de uma posição do assento mais vantajosa em relação às rodas de direção, a vantagem deste posicionamento em termos da eficiência da propulsão foi verificada independentemente por investigadores diferentes como, por exemplo, Kauzlarich (1985).

Brubaker (1986) verificou que houve menos investigação com relação ao posicionamento vertical. Entretanto, uma análise Eletromiográfica revelou que a melhoria do ritmo da propulsão com respeito à eficiência é a consistente minimização da atividade EMG durante a fase da recuperação do ciclo. Esta posição é em função do comprimento da extremidade superior e da posição da linha central da articulação do ombro relativo à posição das rodas.

Estudiosos concordam que será possível desenvolver um algoritmo previsível para a determinação da melhor posição baseada nestas variáveis (Kauzlarich, 1985; Knutsson, 1987; Glaser, 1986).

4.4 Controles do Eixo de Inclinação

De acordo com Brubaker (1986) estabilidade estática (ES) sobre a linha central aumenta em proporção à distância horizontal normal do eixo ao centro de massa. Baseada no número de cadeira de rodas do tipo padrão manufaturadas e prescritas, a ES parecia ser desejável. A habilidade de controlar a cadeira de rodas sobre o eixo de inclinação é de fato, inversamente relacionada à (ES).

Pode-se mostrar que a manipulação de uma cadeira de rodas na posição de livre condução, que exige máxima manobrabilidade e transposição de obstáculos, é realçada aumentando as distâncias verticais normais e diminuindo as horizontais do centro de massa à linha central das rodas. Demonstra-se também que o manuseio da cadeira de rodas sobre a linha central da guinada é melhorada diminuindo-se a distância horizontal normal do centro de gravidade ao eixo.

O grau de controle da cadeira de rodas sobre o eixo que pode ser exercida pelo usuário que possui um trauma raqui-medular (TRM) é extremamente influenciada pelo nível da inabilidade. A manipulação do segmento do tronco do usuário e a posição do centro de massa parecem ser os fatores mais importantes no controle do eixo de inclinação.

Brubaker (1986) através de diagramas contribuiu na compreensão dos mecanismos de controle do eixo de inclinação, como descritos e ilustrados abaixo.

A Figura 4.2 é a representação de uma distribuição de massa aproximada de um paraplégico em uma cadeira de rodas padrão. As posições de massas aproximadamente proporcionais ao segmento são mostradas para a cabeça, o tronco superior, o tronco inferior, a extremidade superior, a extremidade inferior, e a estrutura da cadeira de rodas. Estas massas foram combinadas em duas discretas localizações.

As massas que consistem no tronco inferior, na extremidade inferior, e na estrutura da cadeira de rodas, as quais provavelmente movem sobre a linha central da roda em uma posição constante. A cabeça, o tronco superior, e as extremidades superiores, que estão livres para moverem-se como uma unidade de massa em relação à cadeira de rodas, altera desse modo, a distribuição de massa em relação à cadeira de rodas.

As Figuras 4.3 e 4.4 oferecem uma comparação da distribuição de massa entre a posição da cadeira de rodas padrão e o centro de massa movida para trás em 2,4 polegadas.

As Figuras 4.5 e 4.6 constatarem os deslocamentos angulares relativos e necessários, sobre a linha central para uma cadeira de rodas padrão, e o centro ajustado de gravidade da cadeira de rodas para conseguir uma posição de condução equilibrada, quando as massas componentes são mantidas relativas à estrutura da cadeira de rodas.

A Figura 4.7 ilustra o deslocamento traseiro necessário da massa nível para colocar o centro de gravidade do sistema sobre o eixo.

A Figura 4.8 ilustra como o movimento desta massa superior em relação à massa fixa fornece o controle sobre o eixo de inclinação.

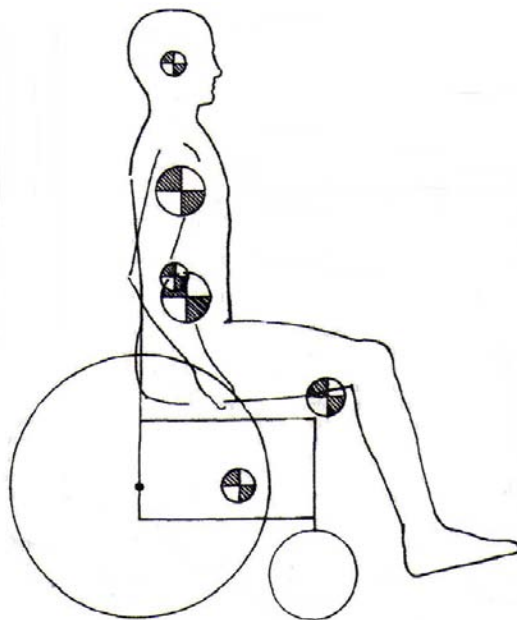


Figura 4.2 - Distribuição de massa estimada para um usuário de cadeira de rodas. (Brubaker, 1986)

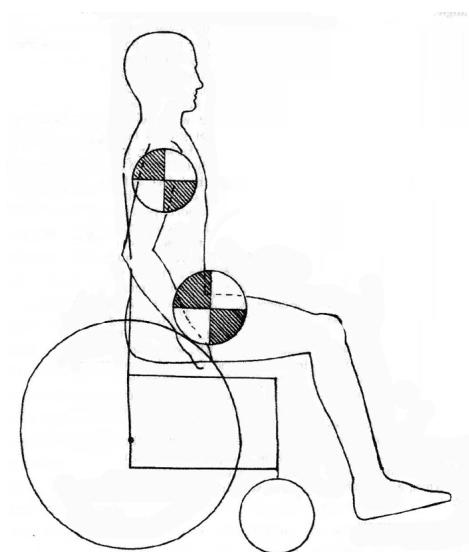


Figura 4.3 - Posição de fixo e móvel dos componentes de massa. (Brubaker, 1986)

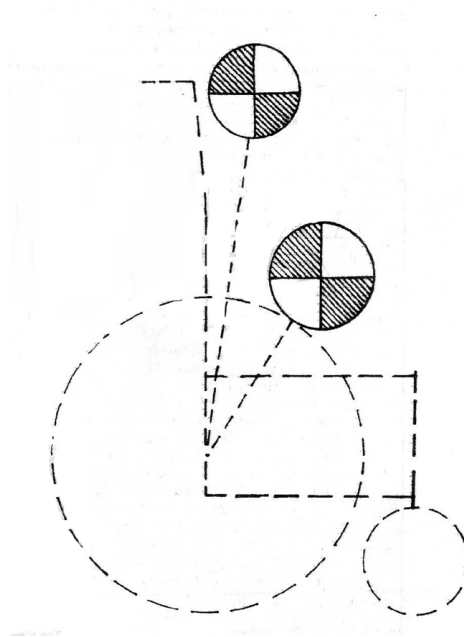


Figura 4.4 - Distribuição de massa para uma cadeira de rodas. (Brubaker, 1986)

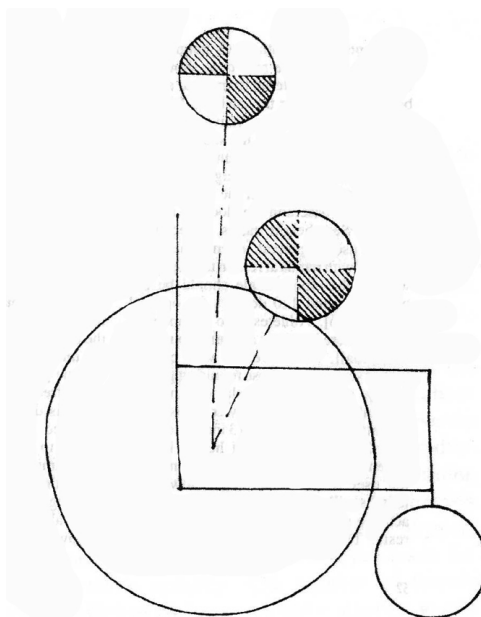


Figura 4.5 - Distribuição de massa estimada para 75% a 25% de carga na cadeira de rodas.
(Brubaker, 1986)

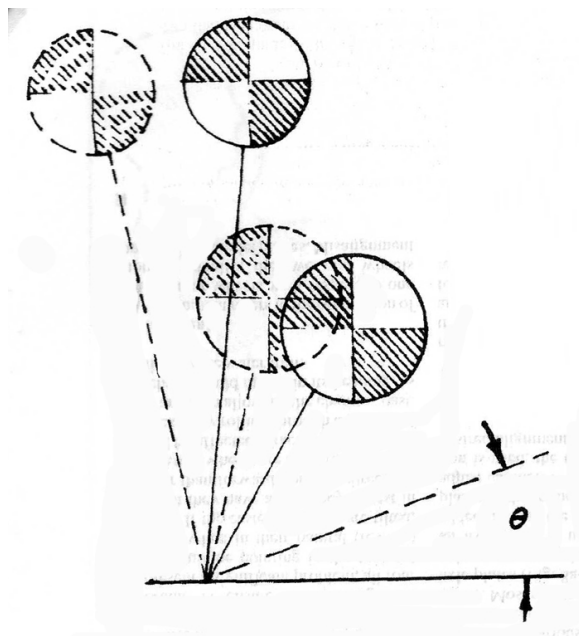


Figura 4.6 - Deslocamento angular relativo para posição de propulsão para uma cadeira de rodas.
(Brubaker, 1986)

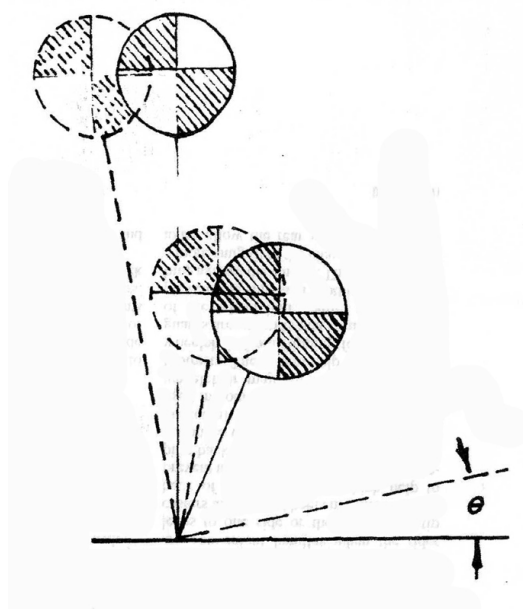


Figura 4.7 - Deslocamento angular relativo para 75% a 25 % na cadeira de rodas. (Brubaker, 1986)

Como citado por Brubaker (1986) há três mecanismos possíveis para produzir o deslocamento angular da cadeira de rodas sobre o eixo de inclinação: gerar um impulso angular

via propulsão manual para a propulsão da cadeira de rodas sob o centro de gravidade como é comparado nas figuras 4.4 e 4.3.

Deslocar o segmento de massa móvel atrás do eixo de modo que a cadeira de rodas reaja à gravidade (Figura 2g); e, uma combinação de ambos. A observação de desempenhos gravados em vídeo da manobra de condução livre executada escalando obstáculos, a rápida desaceleração da alta velocidade, e o balanço revela que o mecanismo de controle é uma função tanto da aplicação da força na propulsão manual quanto do controle do corpo, sendo que este último é o fator óbvio para iniciar a manobra de condução.

É evidente, na figura 4.8, que uma colocação mais para trás do centro de gravidade fornece um controle melhor. A extensão do movimento do tronco é significativamente afetada pela altura do encosto traseiro. Devido à importância deste movimento para controlar a cadeira de rodas, o assento traseiro deve ser tão baixo e não-restrito quanto compatível com as exigências individuais do usuário para a sustentação. A prática da prescrição de cadeira de rodas é completamente conservadora a este respeito.

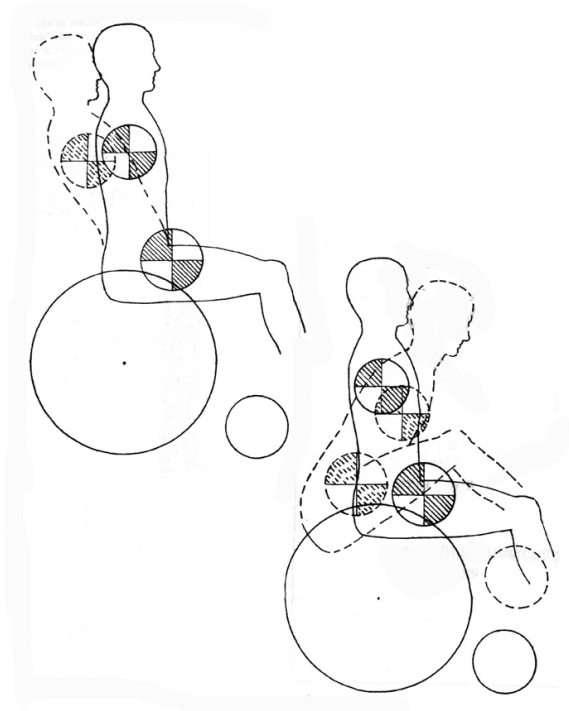


Figura 4.8 - Uso de massa móvel para ajustar o centro da gravidade a atitude da cadeira de roda.

(Brubaker, 1986)

Brubaker (1986) conclui que aparentemente, todas as considerações para o desempenho da cadeira de rodas e sua aplicabilidade à melhoria do desempenho estão relacionadas à posição do usuário com relação ao eixo da roda principal. É obvio que o desempenho da cadeira de rodas está realçado por uma posição da gravidade para trás daquela que é característica da cadeira de rodas padrão. As únicas características óbvias da cadeira de rodas padrão são: estabilidade estática excessiva e limitação do movimento do corpo. Talvez seja fácil de aceitar alguns dos argumentos apresentados neste texto, mas pode ter reservas na indicação de uma cadeira de rodas menos estável para os mais severamente lesionados como, por exemplo, os tetraplégicos. Considere que a redução da resistência de rolagem, a diminuição na tendência de desviar em declives, e a força de giro requerida seriam provavelmente mais importantes para o usuário de cadeira de rodas com lesão na coluna espinhal menos severas.

4.5 O Nível da Lesão

Veeger (1991) considerou que a propulsão da cadeira de rodas manual é uma atividade altamente repetitiva. O peso da função impõe uma demanda considerável nas extremidades dos membros superiores. Como os músculos das extremidades geram as forças de propulsão, a resistência apresentada pela cadeira de rodas e o terreno introduzem forças de reação nas articulações envolvidas. O ombro é uma preocupação particular, pois a estabilidade das articulações é primariamente dependente da proteção muscular.

Mulroy (1996) afirmou que para os usuários de cadeira de rodas, a articulação do ombro demanda durante a propulsão um ritmo habitual, que é descrita como sendo de uma intensidade moderada, baseada na magnitude e duração da atividade do eletro miografia (EMG). A força do braço de alavanca das articulações envolvidas na propulsão tem registros de EMG relativamente baixas.

A força da extremidade da articulação do ombro aumenta de três a quatro vezes mais, e o momento na extremidade da articulação do ombro dobra quando aumenta o ritmo da propulsão ou numa inclinação para cima (Kulig, 1998).

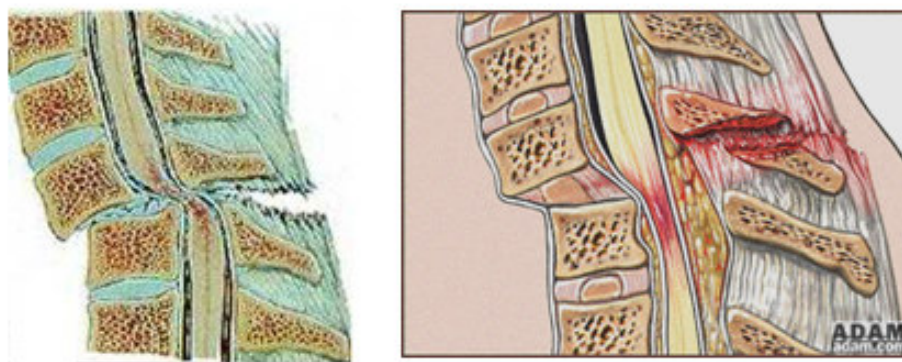


Figura 4.9 – Traumatismo Raqui-Medular (Sobotta, 2006).

Maynard Jr, (1997) argumentou que uma lesão completa na coluna torácica alta (T₁ a T₉), como por exemplo, no nível de T₄, deixa a função da extremidade dos membros superiores mais acima íntegra. Ainda assim desafia o equilíbrio para se sentar com o prejuízo do controle de tronco. Usuários de cadeira de rodas de lesão em C₆ C₇ denominado de lesão cervical alta (LCA), a função do ombro e do cotovelo está na maioria das vezes disponível mesmo que a habilidade para segurar o aro de propulsão da cadeira de rodas esteja comprometida. Já os que têm lesão em C₆, a adicional perda do tríceps e as maiores funções dos músculos peitorais maior reduzem grandemente a capacidade propulsiva como observado na tabela 4.1 abaixo.

Tabela 4.1 – Grupos utilizados para verificar a influência do nível de lesão medular na propulsão de cadeira de rodas manuais. (Dallmeijer, 1998)

Grupo	1	2	3	4
Nível da Lesão	C ₄₋₈	T ₁₋₅	T ₆₋₁₀	T _{11-L4}
Idade [anos] e desvio	37,3 (9,5)	37,8 (8,4)	26,0 (3,0)	36,0 (12,5)
Peso [Kg] e desvio	82,5 (17,7)	82,6 (11,9)	78,4 (11,6)	77,6 (15,9)
Consumo médio de oxigênio [l] e desvio	1,06 (0,10)	1,56 (0,23)	2,02 (0,16)	2,00 (0,43)
Potência média fornecida [W]	21,5	46,9	63,7	49,1

Newsam (1996) constatou que a capacidade propulsiva reduzida é mais bem demonstrada pelo efeito do nível da lesão da coluna espinhal na velocidade de propulsão. Durante a propulsão da cadeira de rodas num ritmo auto-selecionado, pessoas com lesão mais superior e mais inferior da coluna alcançam velocidade comparável a 85 e 95m/min. respectivamente.

Newsam (1996) afirmou que os usuários de cadeira de rodas com (LCA), porém, as suas velocidades foram reduzidas durante todas as condições de propulsão da cadeira de rodas. Isto foi mais notável pelos usuários com lesão em C6 com velocidade auto-selecionado. A velocidade de propulsão foi apenas 58% do que nos TRM de lesão baixa. A velocidade reduzida resultou principalmente de uma distância de menor extensão percorrida pelo ciclo de propulsão.

Embora a função do músculo e a velocidade da propulsão difiram significativamente com níveis mais altos de lesão, os modelos de movimentos das extremidades superiores são menos afetados. A maior diferença em modelos biomecânicos relacionados a estudos com usuários de cadeira de rodas posicionou o punho e o antebraço para contato no aro de propulsão.

Estudos de Dallmeijer (1998) têm investigado a fim de quantificar e comparar as forças da reação das articulações e momentos no ombro durante a propulsão na cadeira de rodas de usuários com diferentes níveis de lesão. Esta abrangente avaliação do efeito do nível da lesão nas exigências da articulação do ombro é essencial para providenciar recomendação para manter a integridade da articulação gleno-umeral.

Kulig (1998) calculou as forças e momentos agindo no ombro durante a propulsão na cadeira de rodas usando um modelo altamente elevado tri-dimensional. O nível de propulsão superficial é simulado em uma cadeira ergométrica. Os participantes foram instruídos a impulsionar o teste de cadeira de rodas em uma confortável velocidade auto-selecionada.

No estudo de Kulig (1998) participaram sessenta e nove casos masculinos com TRM (paraplegia e /ou tetraplegia). Os participantes foram divididos em quatro grupos baseados em seus níveis de TRM: lesão baixa (paraplegia/ T₁₀-L₃); lesão alta (paraplegia/ T₁-T₉); C₆ e C₇

(tetraplegia). A média de idade dos participantes nos quatro grupos oscilou de 29.7 a 34.8 anos, a média de tempo desde que ocorreu a lesão era 6.0- 10.1 anos. Os participantes usavam diariamente cadeiras de rodas de peso leve como as que foram usadas no estudo. Todos os participantes são assintomáticos e não apresentaram grau elevado de dor no passado. Nenhuma destes participou de competições esportivas depois do TRM.

Foi usada uma cadeira de rodas de peso leve de estrutura rígida com um descanso de pés ajustável e encosto alto. O eixo da roda foi posicionado como entregue pelo fabricante na maior posição posterior da roda e o eixo do centro na posição vertical (aproximadamente 2 cm anterior do encosto em cima e 14 cm abaixo da cadeira). Alguns usaram suas próprias almofadas.

O aro direito de propulsão da cadeira de rodas foi desenvolvido com três distensores de medida de força através de transdutores com a finalidade de medir a magnitude e direção das forças exercidas pela mão no aro. Distensores de medida foram que são colocados nas rodas dos aviões, colocado na cadeira de rodas com a cambagem de 5°. Todos os testes foram conduzidos com a cadeira de rodas instrumentada adaptada em uma esteira ergométrica, que foi controlada por um velocímetro de bicicleta ergométrica computadorizada modificada. As rodas traseiras da cadeira de rodas descansam sobre os rolamentos independentes da ergométrica.

Os dados cinemáticos foram coletados usando um sistema de análises de movimento que incluía seis câmeras de infravermelho. As posições da parte superior do braço, antebraço, mão e tronco foram rastreadas usando marcadores retro-reflexivos colocados em pontos de referência anatômicos selecionados na parte superior direita e tronco. Dois marcadores adicionais identificaram o eixo da roda. Dados antropométricos foram gravados para identificar o comprimento e a circunferência dos seguimentos dos membros superiores.

As forças e momentos dos ombros foram extraídos de um modelo cinemático superior tridimensional. Os dados das forças de impulso no aro de propulsão, a cinemática do membro superior e a antropometria de cada indivíduo foram usados como contribuição para o modelo. Este modelo foi descrito em detalhes por Kulig (1998).

Kulig (1998) em seu estudo orientou os participantes a propulsionar a cadeira de rodas na ergométrica por vários minutos para familiarizá-los com o equipamento de teste. O processo de coleta de dados começou com 30 s de propulsão da cadeira de rodas para evitar o período de aceleração inicial. Imediatamente seguindo isto, 10 s de armazenamento de dados que representou de 7-16 ciclos de propulsão na cadeira de rodas por pessoa. Um retorno visual contínuo foi providenciado por um metro direcional que mediu as diferenças de velocidade das rodas para assegurar igualmente a propulsão em ambas às rodas. Os participantes foram instruídos a propulsionar em sua própria cadeira de rodas, em confortável velocidade, porém, não foi dada voz de motivação ou encorajamento para as pessoas durante a coleta de dados.

Um ciclo de propulsão (CP) consiste em um período de impulso (definido como o período de torque na roda, positivo maior que 0,4Nm) seguido de um período de recuperação (iniciando quando o torque na roda estivesse inferior de 0,4Nm e durando até a chegada da próxima fase de propulsão).

Para Kulig (1998) eram permitidas comparações interciclo e interindivíduo, todos os dados foram normalizados quanto ao tempo (a fase de propulsão constituiu 32% CP) e linearmente intercalados para obter valores em cada porcentagem do CP. As forças e momentos nas articulações gleno-umerais foram extraídos dos dados. Pois cada medição, significância e desvios padrões foram computados sobre os indivíduos.

A velocidade média durante a livre propulsão da cadeira de rodas no grupo de lesão baixa (LB) foi 90,7m/min. Pois o grupo C6 de lesão alta (LA), a velocidade média foi significativamente mais lenta (47,0m/min.) do que cada um dos outros três grupos. O grupo C7 foi significativamente mais do que o grupo LB. A velocidade não foi significativamente diferente entre os dois níveis de lesões (paraplegia e tetraplegia). A cadência não diferiu significativamente entre os quatro grupos de TRM. À distância percorrida pelo CP foi o principal determinador da velocidade de propulsão.

A distância do CP era de 1,65m/ ciclo pelo grupo LB. A média do ciclo de distância pelo grupo C6 (tetraplegia) foi significativamente mais curta (0,88m/ ciclo) do que ambos os grupos

paraplégicos e o grupo C₇. O grupo C₇ teve um ciclo de distância mais curto (1,2m/ ciclo) que o grupo LA.

4.6 Forças das Articulações dos Ombros

Rudins (1998) analisou as forças das articulações dos ombros, que exibiu um padrão semelhante de demandas pelos quatro grupos estudados por Kulig (1998). No início da fase de impulso, as forças das articulações gleno-umerais foram direcionadas posteriormente e inferiormente. Não muito depois do contato inicial da mão com o aro de propulsão da cadeira de rodas. A força horizontal foi alterada mais posteriormente e a força vertical superiormente movida. A orientação da força média vertical tornou-se superior a 10-15% CP e a força máxima superior atingiu 15-19% CP. Então, a força vertical diminuiu brutalmente e mudou direções para alcançar a força máxima inferior que diminuiu gradualmente, mas permaneceu inferior, indicando que o peso do braço continuou a agir no ombro.

As forças máximas superiores, apesar de suas intensidades variadas, não diferenciaram estatisticamente entre os quatro grupos estudados por Rudins, 1998. Porém, quando ajustadas para a velocidade, o grupo de lesão em C₇ (tetraplegia) gerou uma força superior significativamente maior (21,4N) que os grupos dos paraplégicos (LB=14,3N, LA= 7,3N) no estudo de Kulig (1998). E mais, o grupo de lesão em C₆ gerou uma força significativamente mais ampla (9,3N) que o grupo LB. As forças inferiores máximas em recuperação refletiram meramente as diferenças de velocidade e não são estatisticamente diferentes (Rudins, 1998).

4.7 Forças Horizontais

Nos primeiros 5-10% da propulsão cíclica a força horizontal alcançou seu máximo valor posterior e permanece a aproximadamente nessa intensidade até 20% do CP observado na figura 4.10. Então a força posterior é dissipada rapidamente, com uma força anterior emergindo para o final da fase de impulso 30% CP. Durante a fase de recuperação a força horizontal anterior rapidamente aumenta para seu valor de pico 40% CP. Depois que a força gradualmente é atenuada por 70% CP da força horizontal torna-se posterior de novo (Kulig, 1998)

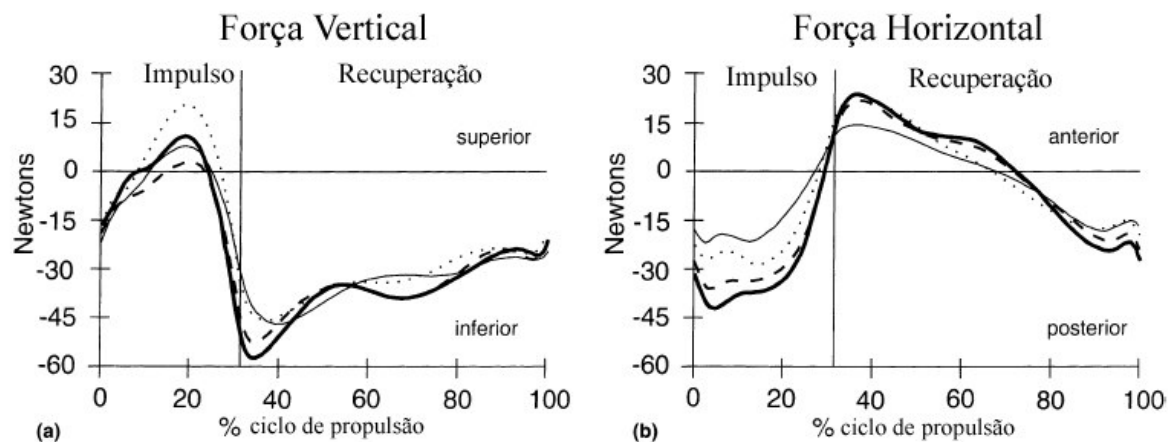


Figura 4.10 – Comparação das forças vertical e horizontal (Kulig, 1998).

4.8 Momentos Nas Articulações Dos Ombros

No momento inicial da fase de impulso, os momentos dos ombros são direcionados para extensão, abdução e rotação interna como é observado na figura 4.11. Um pico de momento de extensão de 8.1-13.8 Nm foi alcançado no começo da fase de impulso como é identificado na figura 4.11. Depois que a mão do participante tocou o topo da posição do centro da roda (11% CP) o momento de extensão começa a diminuir e torna-se num momento de flexão anterior ao momento de recuperação (38-40% CP). Então, o momento de flexão diminui lentamente para se tornar um momento de extensão numa recuperação final (80% CP).

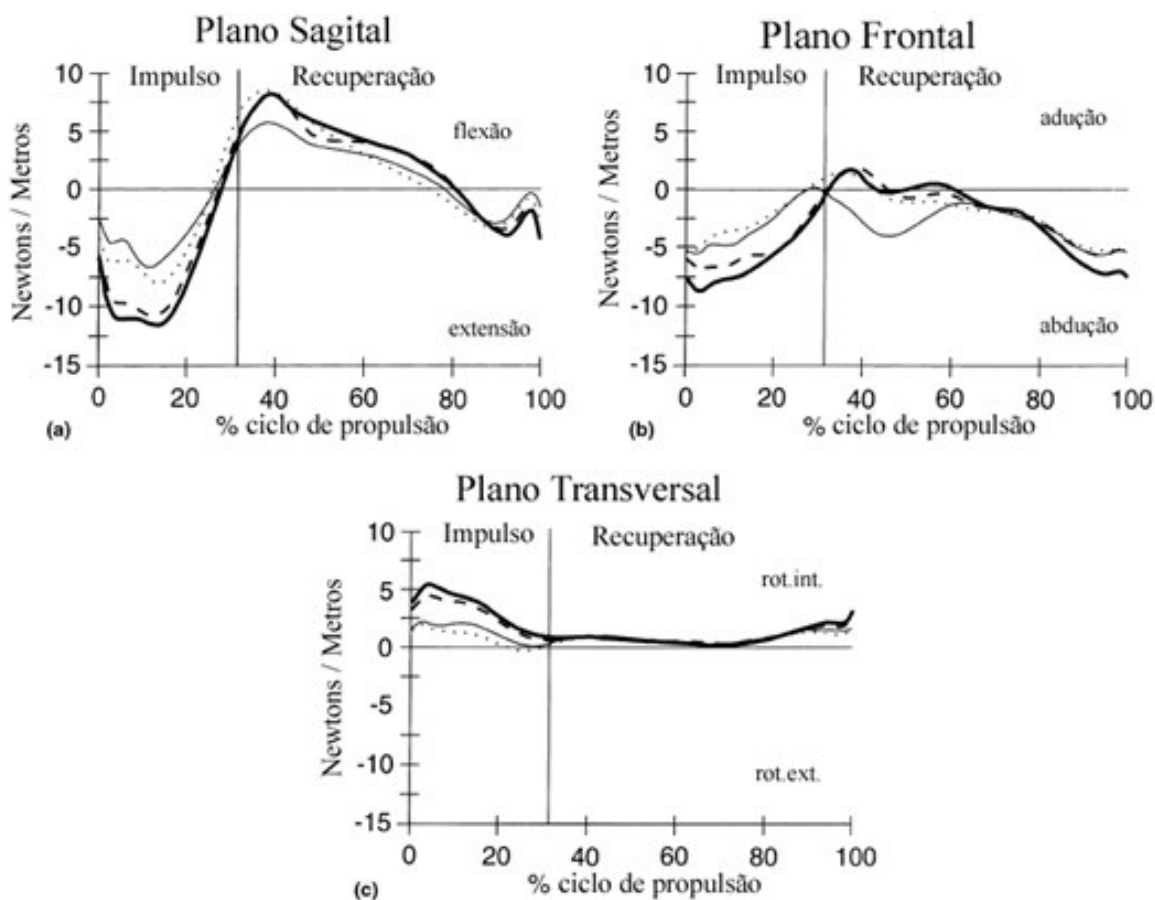


Figura 4.11 – O ciclo, as forças e os movimentos da propulsão (Kulig, 1998).

No plano frontal, um pico de momento de abdução de 6-10 Nm, foi documentado no início da fase de impulso, seguido de uma diminuição para zero no final desta mesma fase. No começo da recuperação, um pico de momento de abdução de 0.1-3.1 Nm foi alcançado a 37-44% CP. Logo depois, um momento de abdução foi registrado e continuou a uma lenta subida em magnitude. O grupo C6 exibiu um padrão diferente de momento do plano frontal durante o começo da recuperação. Esses dados exibiram um crescimento descaracterizado no momento da abdução no começo da recuperação e conseqüentemente apresentou um padrão parecido com aquele de outros grupos depois de 65% do CP.

Num plano transversal, o pico do momento de rotação interna de 2-6 Nm ocorreu dentro dos primeiros 5-10 % CP. O momento de uma rotação interna permaneceu durante a fase de impulso.

Na recuperação o momento de rotação interna estabilizou a uma magnitude baixa de 1-1.5 Nm e começou a crescer para 90% CP.

De acordo com Kulig (1998) os cálculos diretos da força das articulações dos ombros, gerados como dados de propulsão de suas cadeiras de rodas, não identificaram nenhuma diferença significativa dentre os quatro grupos com TRM. Contudo, suas considerações de locomoção, como por exemplo, a velocidade de propulsão, é diferenciada significativamente. Os participantes prejudicados pela lesão de C6 ou C7 locomoveram a uma razão significativamente mais baixa que os participantes com LB (47 e 66,5 versus 90.7 m/min.). Esses valores indicam que os participantes do estudo com tetraplegia dedicaram mais tempo para cada metro locomovido (i.e., 1.2 e 0.9 s, vs. 0.6 s), uma situação que submeteram seus ombros a uma duração mais longa de força. O ajuste calculado das forças dos ombros pela propulsão de velocidade dos participantes confirmou essa interpretação.

Uma significante e maior força superior durante a fase de impulso foi encontrada por ambos os grupos de tetraplégicos. As mesmas diferenças foram encontradas pela força anterior durante a fase de recuperação. Os momentos representam o esforço da parte superior da extremidade dos músculos para gerarem as forças de impulso refletidas em mudanças nas velocidades.

No começo da fase de impulso, a força das articulações dos ombros é predominantemente posterior (o usuário de cadeira de rodas em contato com o aro de propulsão traciona as rodas para frente). O rápido aumento nas forças superiores coincidiu com a posição da mão movendo além do topo da roda a 11% do CP. A magnitude da força superior no ombro excedeu o peso suspenso da extremidade (35 N).

Para Newsam (1996) essa força superior pode contribuir para a compreensão das estruturas subacromial, especialmente com úmero que foi posicionado na abdução e na rotação interna. A rotação interna do úmero coloca a tuberosidade e o tendão do supra-espinhoso mais perto do acrômio, o que aumenta assim o potencial de abrangência.

Sie (1992) afirmou que levantar o braço acima de 30 graus aumenta a pressão intramuscular nos músculos supra-espinhoso para uma extensão que afeta o suporte sanguíneo nestas estruturas. Isto consiste pode ser a causa das duas das mais comuns patologias de ombro observados nos usuários de cadeira de rodas, que são as tendinopatias do supra-espinhoso e a bursite subacromial.

A observação tem um interesse particular, de que o pico superior da força da articulação do ombro é maior para os tetraplégicos. O movimento de flexão do cotovelo (Newsam, 1999; Rao, 1996; Rudins, 1998) e a atividade EMG do bíceps braquial (Mulroy, 1996; Veeger, 1988) durante o começo da fase de impulso sugere que existe inicialmente uma atividade de tração para cima da roda. Com tudo, os indivíduos com tetraplegia diminuem a garra no aro de propulsão.

Para Dallmeijer (1998) conseqüentemente, eles devem aumentar medialmente as forças direcionadas ao aro de propulsão para manter o contato com a mão, resultando numa manobra menos efetiva de impulso. Com isso, os tetraplégicos têm ao menos uma preservação parcial da musculatura primária (tríceps braquial e o peitoral maior) responsável por colocar para baixo o último componente do impulso. Isso é como se o aumento da força superior documentado nesse grupo, estivesse relacionado a um esforço compensatório durante o último movimento pela incapacidade de tracionar durante o início da fase de impulso.

Para prevenir um deslocamento para cima da cabeça do úmero, é requerida uma atividade específica dos músculos depressores da cabeça do úmero. Nos participantes de LB, a atividade da porção esternal do peitoral maior e do supra-espinhoso permaneceram alta em 20 CP a partir da fase de impulso (Mulroy 1996). Uma ação coordenada desses músculos auxilia na depressão e estabilização da cabeça do úmero, provendo proteção para a articulação Gleno-umeral (GU).

Uma deficiência no músculo do ombro é causada por fraqueza ou fadiga, especificamente os depressores do úmero que poderiam resultar numa translação para cima da cabeça do úmero.

Assato (1993) relatou que diferentemente das atividades cíclicas de deambulação (por exemplo: andar, correr, andar de bicicleta), a propulsão da cadeira de rodas apresenta uma

exigência relativamente alta durante ambas as fases da propulsão. O pico das forças horizontais na fase da recuperação é de 50-70% daqueles na fase de impulso, e na fase de recuperação dos momentos são de 60-90% dos momentos de pico na fase de impulso.

Embora para Kulig (1998) a fase de recuperação seja menos exigente do que a de impulso, esta requer uma atividade de esforço de elevação da articulação dos ombros com objetivo de direcionar os membros superiores para trás, na preparação para a fase de impulso. Os momentos de recuperação são predominantemente flexões para frente indicando a necessidade da atividade muscular de extensão dos músculos. Na fase de recuperação, a elevação dos ombros é requerida, a fim de contrabalancear a inércia dos braços. Isso foi consumado pelos extensores no momento de flexão e os abdutores no momento da abdução.

Rao (1996) documentou em 3D uma constante e discreta rotação interna, apresentada em um rápido momento de abdução na propulsão da cadeira de rodas pelos paraplégicos e os tetraplégicos. Os participantes de lesão em C6 tiveram um momento mínimo de abdução no retorno da metade dos membros superiores. Esse único momento de abdução observado na tetraplegia foi uma tentativa para manter os membros superiores paralelos ao tronco e elevá-los, para num movimento semelhante o de limpar as rodas, com a ajuda da elevação da cintura escapular.

Mulroy (1996) analisou usuários de cadeira de rodas do sexo masculino com lesão medular baixa (LMB). Identificou que a atividade dos músculos na recuperação como o deltóide medial, deltóide posterior, supra-espinhoso, subescapular, trapézio medial, e o músculo tríceps. No grupo com LMB, os supra-espinhosos mostraram ou uma atividade de impulso ou de recuperação, com quatro dos 17 participantes ativando os músculos supra-espinhosos nas duas fases. A fase de recuperação consta 68% da CP. Devido a sua longa duração de exigência muscular, os músculos da fase de impulso e de recuperação, são suscetíveis a fadiga ao nível da propulsão na cadeira de rodas.

4.9 O Diâmetro do Tubo do Aro

A propulsão da cadeira de rodas é uma atividade de baixa eficiência mecânica (EM) comparada como, por exemplo, com a propulsão em um mecanismo alternativo como o de pedal que será detalhado no capítulo 6.

Para Woude (1989) um dos fatores responsáveis por essa baixa EM é o design do tubo do aro da cadeira de rodas, que pode não estar perfeitamente ajustável para as características específicas do usuário e das exigências da tarefa de propulsão. Admitindo que um melhor uso da cadeira de rodas pelo usuário resultará numa melhor efetividade da técnica de propulsão, maior EM, melhor biomecânica dos membros superiores e uma contribuição positiva dos efeitos psicológicos.

Traut (1989) comparou vários aros de propulsão distinguindo-os em tamanho, forma, e material do tubo. Os tubos circulares com diâmetros de 30 e 35 mm apareceram respectivamente, para os mais altos pontos na preferência subjetiva e forças máximas.

Lesser (1981) documentou que os melhores resultados com os aros de propulsão de borracha são os de diâmetro de 46 mm. O critério adotado neste estudo foi em que ambos os não usuários de cadeira de rodas e os usuários de cadeira de rodas participaram, foi o tempo máximo dirigido com uma saída de 35 W.

Jarvis (1982) observou que nestes testes isométricos, crianças usuárias de cadeira de rodas aplicaram as forças mais altas no tubo do aro de propulsão inteiramente moldadas para o pneu em comparação com os tubos dos aros convencionais. Um tubo cilíndrico de diâmetro de 25 mm demonstrou melhora com esse tipo de fixação quando comparado com o tubo do aro de 17.5 mm de diâmetro.

Chaffin (1991) afirmou que nenhum dos estudos acima reporta níveis de significância, números de sujeitos, ou sua Antropometria. A Antropometria, como descrito no capítulo 2, tem

se mostrado como um fator importante em outros estudos que demonstrou que o comprimento máximo de propulsão depende do tamanho da mão em relação ao tamanho da forma do objeto.

Veeger (1998) em contra partida aos estudos citados acima sobre as relações entre as respostas fisiológicas e técnicas de propulsão, propõe uma investigação dos seguintes propósitos:

a) Investigar se o uso do tubo do aro diferindo em tamanho e forma, efeitos da eficiência mecânica da propulsão da cadeira de roda.

b) Investigar se o uso dos dois tubos de aros diferentes que influenciam na efetividade da aplicação da força, a direção da força, e no torque aplicado pelas mãos.

Se o pressuposto que com o uso de um aro de tubo com um diâmetro maior, seria mais fácil manter uma apropriada garra das mãos, que é necessário para uma boa transmissão para os aros da roda.

Chaffin (1991) ainda propõe a importância que no final da fase de impulso quando ele se tornar mais difícil continuar segurando no aro de propulsão e os punhos frequentemente demonstraram um aumento do desvio ulnar. Foi suposto ainda mais que uma melhor garra num aro com um tubo de diâmetro mais largo poderá facilitar a aplicação da força total do vetor, e uma maior direção efetiva. Isso pode também resultar na diminuição da força de quebra de torque aplicada pelas mãos. Finalmente, é suposto que mais uma efetiva aplicação de força resultará numa eficiência mecânica melhor.

Clausser (1995) em um estudo para avaliar o efeito do diâmetro do tubo, seis não usuários de cadeira de rodas do sexo masculino foram submetidos a dois testes, cada um com um tipo diferente de aro de propulsão.

Tabela 4.2 – Dados antropométricos e idade, sexo masculino dos participantes do estudo.

Antropometria de acordo com as definições de Clauser (1995).

Sujeito	Idade	Altura	Peso	Comprimento do dedo	Comprimento da mão	Circunferência do Metacarpo
	(yrs)	(cm)	(kg)	(mm)	(mm)	(mm)
AB	21	178	71.5	105	177	215
OS	25	175	64.5	99	160	200
SP	20	170	66.5	100	186	210
VP	22	163	61.5	100	167	205
JW	24	189	79.0	107	180	229
JR	20	175	71.5	93	169	212

Um aro com tubo de forma oval com uma seção cortada de 25 a 30 mm, enquanto o outro aro com tubo cilíndrico de diâmetro de 18 mm. Todos os seis não usuários de cadeira de rodas realizaram dois exercícios de testes de força submáxima na cadeira de rodas no ergômetro controlado por computadores. A escolha de não usuários de cadeira de rodas é devido a esses participantes compor uma população mais homogênea quando comparada com a população de usuários de cadeiras de rodas.

Portanto, discretos efeitos do modelo do tubo do aro de propulsão serão facilmente identificados. Além disso, os não usuários de cadeira de rodas não têm experiência com os aros de propulsão usados nesse estudo e não familiarizados tão pouco com os aros, e pela homogeneidade dessa amostra serão menos parciais. Os dados antropométricos estão listados na tabela 4.2.

Cada teste consistia de três períodos de exercícios com quatro minutos num objetivo de velocidade de três, quatro, e cinco Km/h -1 (1.11, 1.39, e 1.67m/s-1, respectivamente). Essas faixas de velocidades foram estabelecidas para concordar com a faixa de velocidades dos

usuários de cadeira de rodas em suas atividades de vida diária (AVD), e moderadas atividades de esportes.

Em todos os períodos de exercícios, dados cinéticos foram coletados durante um período de 10 segundos em que quatro CP de propulsão foram analisados. Em um desses momentos de propulsão a trajetória da mão era reconstruída.

A resistência externa era colocada pela simulação da inclinação de um ângulo de 0.5° e um coeficiente de atrito de rolagem de 0,1. O peso total da cadeira de rodas foi de 20 kg mais o peso do não usuário de cadeira de rodas. O nível de força requerido foi submáximo, variando de 18 a 25 W, dependendo do peso do indivíduo e da velocidade de propulsão imposta.

Para controlar os possíveis efeitos de aprendizagem, houve intercâmbio dos aros das cadeiras de rodas entre os não usuários de cadeira de rodas. Entre os dois testes a mudança dos aros de propulsão e conseqüentemente as cadeiras de rodas resultaram num período de descanso de aproximadamente 30 min.

A cambagem dos eixos das rodas era de 13° . Esse ângulo não é um ângulo comum de cambagem na maioria das cadeiras de rodas das AVD dos usuários de cadeira de rodas, mas é mais comum em cadeiras de rodas para esportistas. O ângulo do assento era de 0° e o ângulo do encosto era 90° horizontalmente. A altura do assento poderia ser ajustada e era padronizada tal qual o ângulo do cotovelo para todos os participantes do estudo, numa posição ereta e suas mãos no centro neutro do topo (12.00 h em sentido horário), era 120° (180° sendo extensão completa).

4.10 Dados Ergométricos

Clausser (1995) calculou os dados ergométricos através de um Ergômetro. Este instrumento permitiu a medição dos torques de propulsão ao redor do eixo da roda (M), as forças aplicadas nos aros de propulsão em três direções, e as velocidades resultantes das rodas. Durante o terceiro minuto de cada período de exercício. Portanto, no mesmo intervalo durante a medição do oxigênio, os dados do Ergômetro foram gravados de um período de dez segundos com uma

frequência variada de 100 Hz. Desses dados, constata-se os valores médios e de pico dos seguintes parâmetros:

- 1) A força total de saída da rede (F_{TS}): Os valores médios necessários para calcular o EM foram determinados por números inteiros de ciclos durante 5 segundos do período de variação. Para ambas as rodas os torques de impulsão medidos ao redor dos eixos das rodas foram multiplicados pelas velocidades angulares.

Os parâmetros seguintes foram calculados somente na roda direita somente.

- 2) A força total aplicada sobre o aro de propulsão (F_{tot}) é o comprimento da força total do vetor e é por isso calculada de três componentes F_x , F_y e F_z .
- 3) A força efetiva (F_E) é definida como o raio de torque ao redor do eixo da roda (M) e o raio do aro de propulsão.

- 4) A fração da força efetiva (F_{FE}):

$$F_{FE} = \frac{F_m}{F_{tot}} \cdot 100\% \quad (\text{Eq. 4.4})$$

A F_{FE} máxima de cada uma das seis condições experimentais era calculada pela média de raios do valor de pico de F_m e aquele de F_{tot} sobre as quatro fases de propulsão. Os valores de FEF médios foram obtidos pela média dos raios dos valores médios de F_m e F_{tot} .

Para analisar o impulso e o tempo dos parâmetros e a trajetória da mão, os movimentos da mão direita foram gravados pelas câmeras de vídeo com uma frequência de 50 FRAMES p/s (tempo fracionado de 1/1000 s). As câmeras foram calibradas previamente para experimentos usando uma estrutura de calibração consistindo de 5 notas cada com seis marcadores pendurados do teto.

A sincronização entre as câmeras e o Ergômetro era aproximada por um pulso gerado pelo Ergômetro no começo da variação, indo para um relógio em que era também gravado pela câmera.

Um com cinco marcadores dispostos aleatoriamente era fixado na mão direita dos participantes. No mesmo tempo em que o intervalo como a gravação do dado do Ergômetro, as coordenadas da tela desses marcadores e, se visível, aqueles locais da cabeça do segundo metacarpo (MCP) e o terceiro metacarpo (MCP) foram manualmente digitado por um golpe usando um programa especialmente desenvolvido. Pareceu que somente quatro dos 5 marcadores eram visíveis em cada estrutura de vídeo. Os 4 dos 5 marcadores de eram visíveis no curso todo de propulsão variou dentre os sujeitos e dependeram da posição do marcador relativo a mão e posição da câmera. As posições tridimensionais (3-D) da visibilidade dos 4 marcadores foram construídas num sistema de referência inercial usando o método de transformação linear. O erro médio nas coordenadas de marcadores de referência da reconstrução de referência era 3,4 mm, com um desvio padrão de 1,7 mm.

4.11 Parâmetros do Ciclo de Propulsão (CP)

Vanlandewijck (2001) determinou os seguintes parâmetros do ciclo de propulsão através dos cálculos: a duração da fase de impulso (F_I), mão em contato no aro (M_C), mão sem contato no aro (M_{SC}), ângulo de impulso (A_I), a frequência da fase de impulso (F_{FI}), a posição do segundo MTC no Ângulo de Início do Impulso (A_{II}) e Ângulo do Fim do Impulso (A_{FI}) da fase de empurrar e o ângulo de abraçamento (A_B). Os parâmetros (A_{II}) e (A_{FI}) foram determinados de acordo com as definições usando o ângulo α como na figura 4.12.

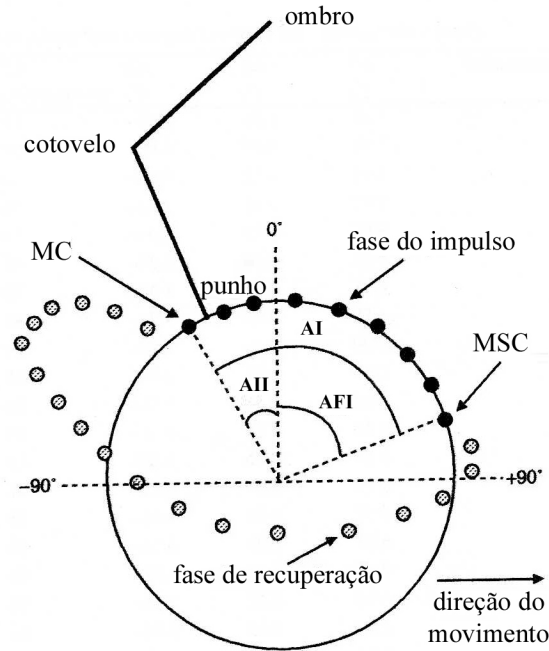


Figura 4.12 - Parâmetros das técnicas de propulsão da cadeira de rodas (Vanlandewijck, 2001).

4.12 Parâmetros das Técnicas

O componente da força tangencial do aro de propulsão foi calculado usando o ângulo α e os componentes de força F_x , F_y , F_z (8)

$$F_{\text{eff}} = F_x \cos(\alpha) + F_y \sin(\alpha) \cdot \sin(\beta) + F_z \sin(\alpha) \cdot \cos(\beta) \text{ (N)} \quad (\text{Eq. 4.5})$$

Com α = ângulo entre a referência II MTC e a linha conectando ao topo do centro neutro do aro de propulsão com o eixo da roda.

4.13 Propulsão e Padrões de Tempo

O uso de diferentes diâmetros de tubo de aros não resultou em significantes valores diferentes de tempo de propulsão (T_p), frequência de propulsão (F_p) o ângulo no final (A_F) de impulso (A_I) ou o ângulo de propulsão (A_P). Os parâmetros das braçadas A_F e A_P não foram significativamente afetados pelos fatores do tubo do aro ou velocidade, mas ambos variaram

consideravelmente entre os participantes. A média sobre as seis condições experimentais (A_I) variou de 54 a 70° e (A_P) variou de 55 a 99°.

4.14 Aplicação do Ponto de Força

O efeito da escolha de diferentes pontos de aplicação de força como é ilustrado na figura 4.12, (que apresenta uma propulsão com o aro de tubo maior, 1.39m/s⁻¹). Os valores de M_m calculados com seis pontos diferentes de aplicação de força foram comparados. Esses seis pontos foram locais teóricos variando de 1 - 5 cm do III MTC mais a localização resultou em valores menos negativos para M_m . A escolha para III MTC resultou numa diferença média de 0,52 Nm.

4.15 Fisiologia e Força

Outra explicação para a diferença significativa em variáveis fisiológicas é a diferença na ativação dos músculos do compartimento do cotovelo e ombro. Bober (1982) a esse respeito, concluiu que a força exercida contra um sistema móvel requer estabilização que envolve os dois grupos musculares do punho, os flexores e os extensores punho.

Rao (1996) defendeu uma atividade muscular estabilizante dos extensores, quando na fase de impulso. Pode-se inferir que a tarefa de propulsão da cadeira de rodas dinâmica requer ativação dos músculos do punho e do cotovelo primariamente para estabilização mais do que por liberação de força de propulsão. É possível que uma associação mais apropriada entre a mão e a superfície do aro de propulsão diminua a necessidade de estabilização pelos músculos nas proximidades do cotovelo e do ombro.

4.16 A Força de Aplicação no Aro

Veeger (1998) ao contrario das expectativas, e em contraste com os resultados dos parâmetros de forças e fisiológicos, nenhuma técnica foi significativamente afetada pelo diâmetro do tubo. Parece que a aplicação da força, na submáxima, o nível de desempenho, é na maioria delas determinadas por outros fatores, tais como velocidade. Outros fatores determinantes são os

parâmetros da propulsão T_p e F_p , que são grandes extensões determinadas por outras características da configuração da cadeira de rodas.

A posição do ombro relativa ao aro de propulsão bem como a cambagem ou o diâmetro do aro, restringe o padrão de locomoção dos membros superiores e são embora muito parecidos em determinar a técnica de propulsão utilizada.

Na Figura 4.12, a força mais efetiva, de um ponto mecânico da visão, a direção da força – tangencial ao aro de propulsão – não é aparentemente a todos o mais efetivo, levando em conta aspectos de coordenação muscular e fisiológico da tarefa de propulsão.

Quando a força tangencial é direcionada para o aro, exige-se uma seqüência de momentos de flexão no cotovelo. Enquanto que para a trajetória de extensão da mão do cotovelo também é exigida. Essa situação levanta uma condição de produção de força negativa. Além disso, seria uma força não-efetiva, considerando a coordenação e a fisiologia muscular. A observação que os não usuários de cadeira de rodas experimentam, pois os usuários de cadeira de rodas sempre direcionam o vetor da força mais para baixo do que na tangencial. Isto indica fortemente que a força é direcionada mais efetivamente para baixo quando a resultante dos pontos das forças atrás da articulação do cotovelo como é notado na figura 4.12. Assim pede-se um momento de extensão do o cotovelo que concorda com o movimento da mão.

4.17 Os Efeitos da Cambagem do Assento na Pelve e no uso da Musculatura Compensatória

Durante a reabilitação, pessoas com trauma raqui-medular (TRM) são muito treinadas para manterem o balanço enquanto sentam como um pré-requisito para as suas AVDs (Atividade de Vida Diária). Eles são treinados para usar o músculo Grande Dorsal e a exigir do músculo Trapézio para compensar parcialmente a perda de função do músculo Ereter da coluna. A posição anatômica relativa da Pelve, Tronco, Cintura Escapular e a inervação derivada de um nível acima da lesão, que impossibilitam esses músculos de atividade contrátil.

Jassen-Potten (2001) constatou que para prevenir a retração ou depressão das Escapulas e do movimento do úmero, provocada pela atividade contrátil do Grande Dorsal e do Trapézio, músculos que ainda são controláveis – tais como, o Serratio Anterior e Peitoral Maior – são ativados para estabilizarem a Cintura Escapular.

As diferenças Cinemáticas dos movimentos da coluna espinhal e a Inclinação Pélvica são complexamente relacionadas a essa alternativa muscular de postura que as pessoas com e sem TRM quando sentam. Observações visuais sugerem que as pessoas com TRM compensam pela instabilidade na região Pélvica e nas partes baixas da coluna, inclinando-se posteriormente de maneira passivamente a Pelve, e apoiando-se no encosto das costas para suporte.

Kulig (1998) afirmou que a perda do controle voluntário do Tronco, combinado às restrições na postura de sentar imposta pela configuração da cadeira de rodas, biomecanicamente necessita que a pessoa com diminuição do controle do Tronco assumam uma postura anormal. Essa postura é caracterizada por uma extensão da Coluna Cervical, e uma longa Cifose na coluna Tóraco-lombar, e conseqüente inclinação da Pelve. O movimento da coluna vertebral, de inclinação Pélvica, e o alinhamento dessas estruturas durante o sentar ativo na cadeira de rodas, apresentam implicações na prevenção de úlcera, na administração da postura e o desenvolvimento das AVDs.

Janssen-Potten (2001) constatou que uma Cifose lombar contribui para o desenvolvimento da úlcera de pressão devido a posterioridade importante do osso sacro. Embora as pessoas com TRM na coluna Torácica completo não tenham sensibilidade abaixo do nível da lesão, as articulações da coluna vertebral estão integras. O esforço a mais nos discos vertebrais causados por uma postura Cifótica pode provocar estímulo que causa a atividade reflexa da coluna vertebral e a Espasticidade local. Uma postura Cifótica, contudo deve ser evitada a partir de uma cadeira de rodas apropriadamente configurada.

Nas pessoas sem TRM, uma postura Cifótica de sentar pode causar dor nas costas. Esta atitude Cifótica aumenta a carga nos discos intervertebrais e aumenta o estresse nas estruturas posteriores das costas. As diferentes configurações de cadeira bem como os diferentes suportes

(por exemplo, suporte lombar, e o estofado do Sacro) têm sido estudadas em esforços para obter uma configuração da cadeira que preserve a curva fisiológica da coluna vertebral enquanto na posição sentada.

Uma concordância prevalece na literatura, de que uma correta postura de sentar é obtida pela inclinação da pelve anteriormente e, desse modo, muda-se a coluna lombar em direção Lordótica. Vários pesquisadores sugeriram que o assento fosse inclinado para frente para alcançar a inclinação anterior da pelve.

Dallmeijer (2001) afirma que a propulsão manual de uma cadeira de rodas pode ser influenciada principalmente pelos seguintes fatores: nível da lesão e o posicionamento do usuário cadeira de rodas sobre o assento.

Dallmeijer (1994) já tinha uma comparação sobre o nível da lesão cervical que é documentado no trabalho de quatro grupos diferentes de TRM referenciados na tabela 4.1 encontrada na página 88. É interessante mencionar que quanto mais alta a lesão, menor é a capacidade de consumir oxigênio. Portanto, menor a capacidade de fornecer potência para a cadeira de rodas. A potência apresentada na tabela 4.1 na página 75 corresponde a valores para cada uma das mãos, para usuários do sexo masculino e não atletas, no caso de atletas estes valores são dobrados.

Hughes (1992) afirma que a posição do assento do usuário também influencia na eficiência da propulsão. Se posicionada de forma central (ombro acima do eixo traseiro da roda), 15% (ombro posicionado 15% do comprimento total do braço atrás do eixo da roda). E atrás 20% (posicionado 20% do valor do comprimento total do braço atrás do eixo da roda) e a combinação destas com as posições Altas (ângulo de flexão do antebraço de 100°) e Baixas (ângulo de flexão do antebraço de 90°). Na tabela 4.4 abaixo se verifica a posição estudada.

Tabela 4.3 – Tabela com os posicionamentos estudados por Hughes et al. (1992)

Posição	1	2	3	4	5	6
Altura	Baixa	Baixa	Baixa	Alta	Alta	Alta
Posição	Central	Atrás 15%	Atrás 20%	Central	Atrás 15%	Atrás 20%

Hughes (1992) observou que quando o assento é posicionado em uma posição alta a duração da propulsão é mais curta, pois o aro só é tocado pelas mãos durante um curto intervalo de tempo, sem que para isso seja necessário ao usuário inclinar seu corpo para frente.

Sabick (2001) observou que o ponto de aplicação da força de propulsão também é fator de grande influência para o desempenho e eficiência da propulsão em cadeira de rodas manuais. Existem várias maneiras de calculá-los, mas o mais importante é que pode ser usado como ferramenta para identificar usuários de cadeira de rodas que podem vir apresentar danos aos membros superiores.

Bendix (1988) argumentou com relação à indicação do assento ergométrico. Estudos envolvendo voluntários neurologicamente saudáveis, e isso são questionáveis se aplicado a pessoas com TRM torácico. Embora, a inclinação do assento para frente comprometa o controle do equilíbrio a postura de sentar Cifoticamente comum no TRM torácico, enquanto utiliza o descanso de braço para suporte, aumentam suas bases para sustentação.

A coluna lombar é sustentada pelos ligamentos no máximo da flexão. As pesquisas raramente enfocam o efeito da configuração da cadeira de rodas na inclinação pélvica, controle de equilíbrio, e o uso do músculo compensatório em pessoas com TRM torácico. A investigação que se faz necessário, é se uma inclinação para frente leva a uma inclinação compensatória para trás da pelve nas pessoas com TRM. E se o controle do equilíbrio e a musculatura compensatória são influenciados para frente do assento.

Janssen-Potten (2001) estudou o controle de tronco em usuários de cadeira de rodas usando uma plataforma de força montada abaixo da cadeira experimental. A atividade mioeletrica do

tronco e dos músculos da Cintura Escapular foi gravada pela Eletro miografia de superfície colocada na direção da fibra do músculo.

Os eletrodos para monitorar o movimento de ereção bilateral da espinha foram colocados a 2,5 cm lateral nos processos espinhosos de L₃, T₉, e T₃. Foram colocados eletrodos no músculo Grande Dorsal de 3,5 cm na direção caudal e lateral ao ângulo inferior da escápula.

A atividade da parte elevada do músculo Trapézio e o músculo Abdominal Oblíquo eram medidos por eletrodos que foram colocados na parte mais carnosa do músculo. Os eletrodos anteriores colocados no músculo Serratio que tem origem no quinto arco costal. Os eletrodos principais no músculo Peitoral são posicionados numa parte cranial da porção esterno costal.

O movimento espinal e a inclinação pélvica são gravados usando um sistema de análise tri-dimensional que consiste em 4 câmeras infravermelhas. As câmeras eram colocadas num semicírculo, lateralmente e posteriormente as cadeiras dos sujeitos. Marcadores refletivos foram colocados na seqüência anatômica dos pontos de referência: processo espinhoso de L₄, L₂, T₁₂ e T₁₀, a Espinha Ilíaca Pôstero-Superior (EIPS), e a Espinha Ilíaca Ântero-Superior (EIAS), Trocânteres maiores, Epicôndilos Laterais do fêmur. O encosto da cadeira era pequeno para evitar que os marcadores fossem encobertos. O encosto deu suporte tronco-cranial para o marcador no T₁₀. Os descansos de braço são removidos da cadeira para prevenir que sejam encobertos os marcadores nos trocânteres maiores. As posições das câmeras eram calibradas antes do experimento.

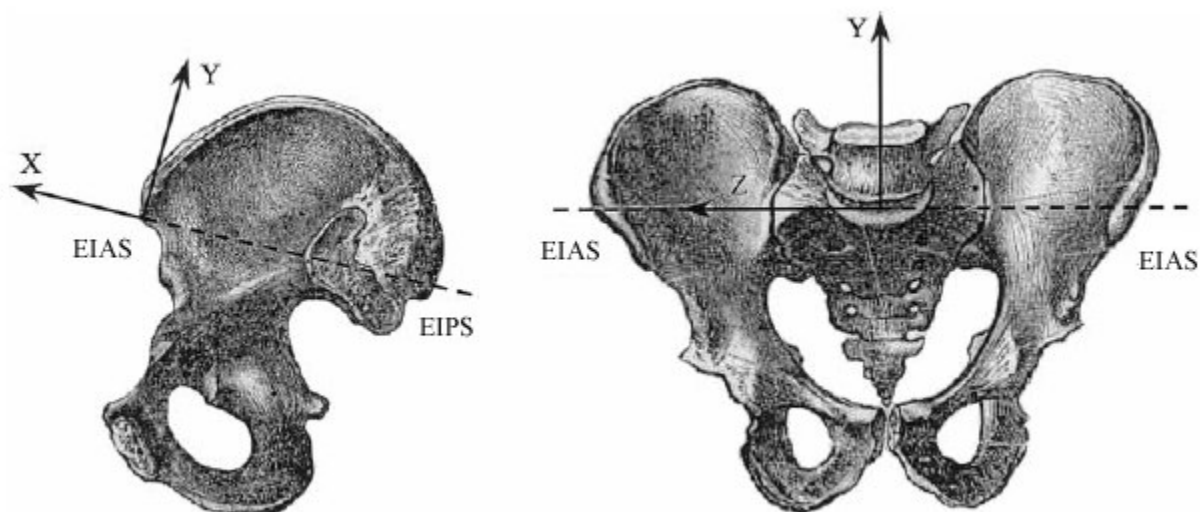


Figura 4.13 – Seqüência dos eixos de referência da Pelve. (Janssen Potten, 2001)

4.18 Inclinações Pélvicas

Um típico exemplo de deslocamento durante a inclinação para alcançar dos indivíduos que não têm TRM baixo, e com TRM alto enquanto sentado na cadeira padrão é ilustrado numa visão lateral na figura 4.14.

A avaliação do deslocamento do marcador enquanto movimenta-se para frente 90% do máximo da distância de alcance revelou diferenças claras no movimento da espinha e na inclinação pélvica entre os três grupos.

a) Indivíduos sem TRM produziram mais reflexos no tronco, bem como mais inclinação pélvica, comparada com os indivíduos com TRM. b) Os indivíduos com TRM baixa não somente exibiram menos movimentos do tronco e da pelve, c) e os indivíduos com TRM alta exibiram uma extensão do tronco enquanto se projetavam para frente.

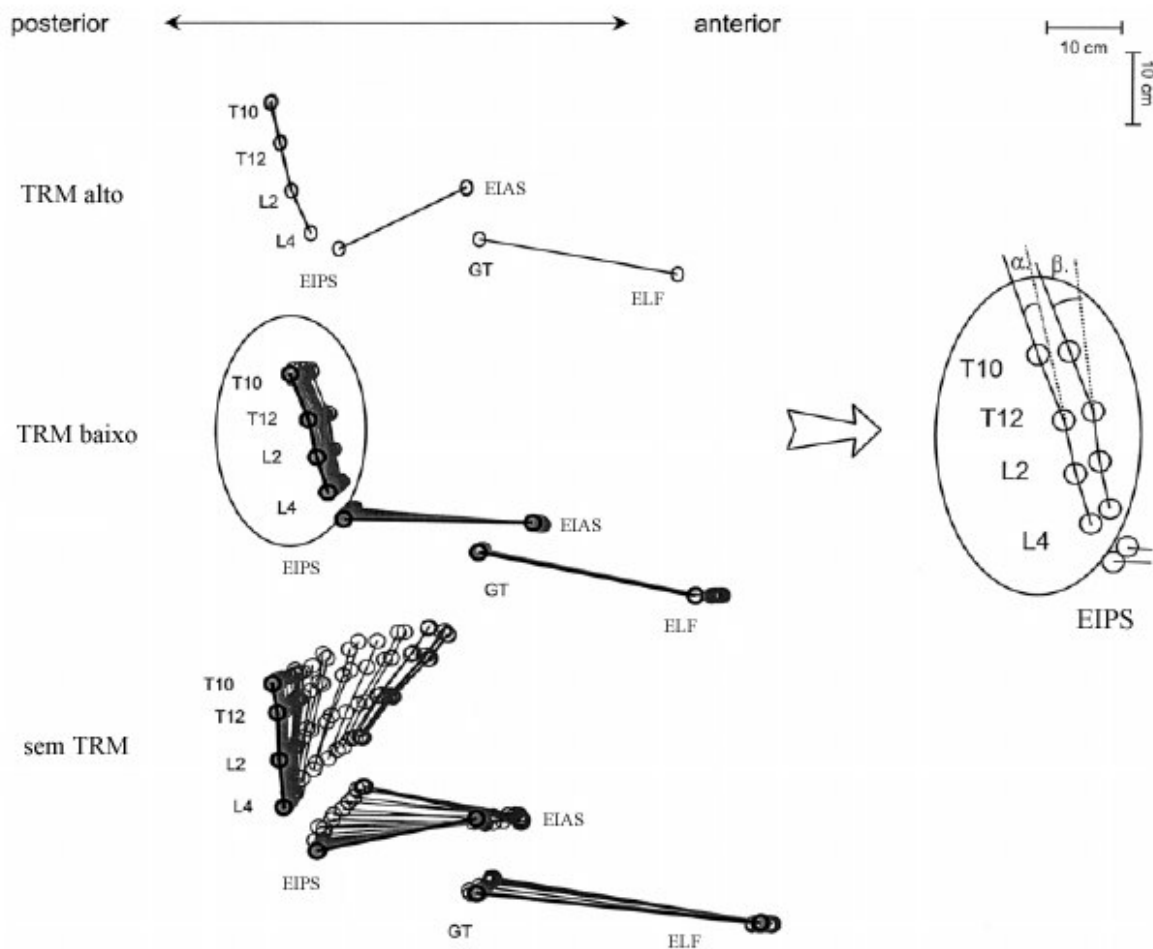


Figura 4.14 – Inclinação da Pelve no TRM. (Janssen Potten, 2001)

4.19 Inclinação Pélvica Alta

Para se avaliar o ângulo de inclinação de 10° do assento guiaria para uma inclinação anteriormente da pelve, significa que a inclinação pélvica na posição inicial de sentar foi comparada entre (2) duas cadeiras. A diferença na inclinação pélvica entre a configuração das duas cadeiras para cada individuo bem como para todo o grupo em IPa são representadas pelas barras cinza de luz na figura 4.15.

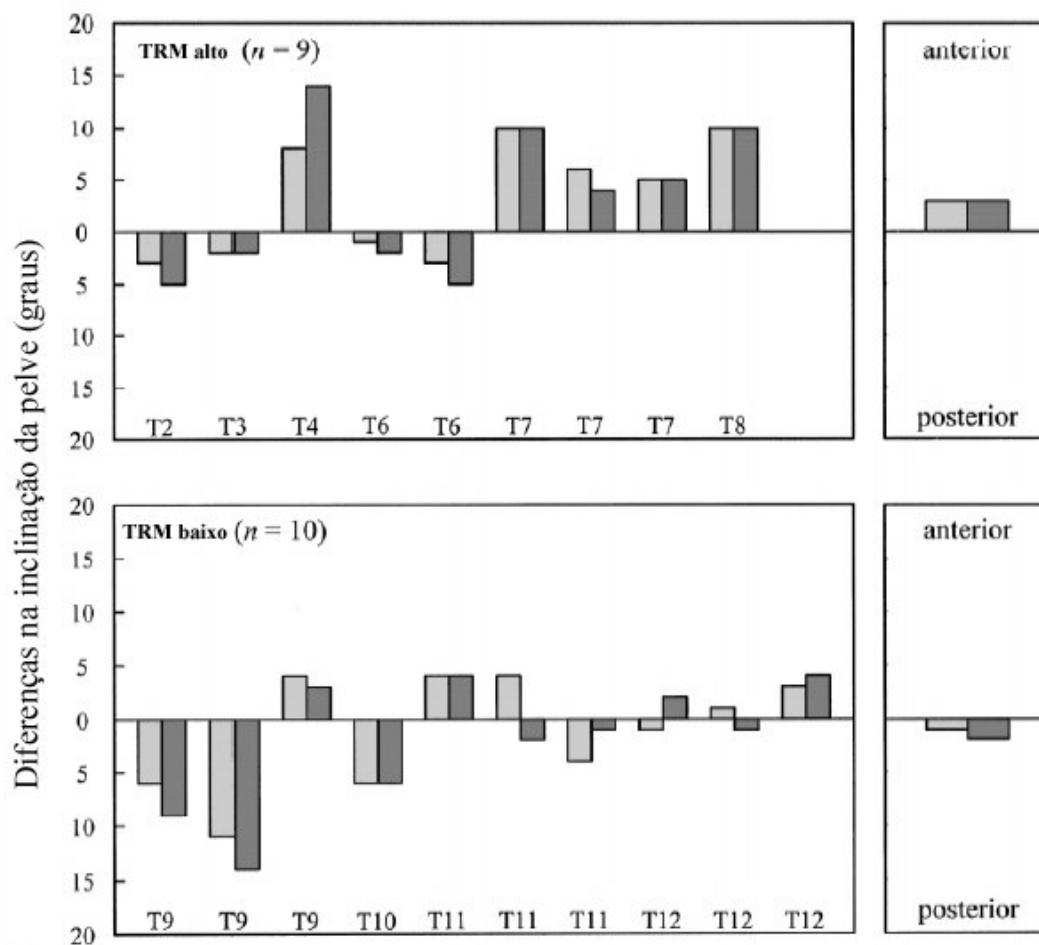


Figura 4.15 – Diferenças na inclinação da Pelve. (Janssen-Potten, 2001)

De acordo com Jassen-Potten, (2001) o grupo com TRM alto, na média, apresentou 3% mais inclinação anterior da pelve quando sentados na cadeira com a inclinação do assento para frente.

O grupo com TRM baixo apresentou 1° de inclinação posterior a mais da pelve nesta configuração da cadeira de rodas. O grupo sem TRM tem 4% a mais de inclinação.

Embora, em cada grupo, aproximadamente 50% dos usuários de cadeira de rodas apresentaram mais inclinação anterior da pelve enquanto os outros 50% apresentaram mais inclinação na pelve posterior, com o assento da cadeira inclinado para frente, comparado com a

cadeira de rodas padrão. As diferenças na inclinação da pelve entre a configuração das duas cadeiras em cada grupo não foram, portanto, estatisticamente significantes.

4.20 Inclinação Pélvica Baixa

As diferenças na inclinação da pelve entre as duas configurações na posição de inclinação para frente para cada usuário e o grupo inteiro são representadas por barras escuras na figura 5.

Os TRM alto apresentaram, na média, três graus a mais na inclinação anterior da pelve da inclinação para frente do assento, enquanto as pessoas com TRM baixo revelaram dois graus posteriores a mais na inclinação da pelve.

As pessoas sem TRM apresentaram na média, 1° a mais na inclinação posterior da pelve, quando sentados na cadeira com a inclinação do assento para frente. Essas diferenças na inclinação da pelve entre duas configurações de cadeiras na posição de alcançar não obtiveram estatisticamente nenhum resultado por causa da variabilidade entre os usuários de cadeira de rodas neste estudo.

4.21 O Deslocamento Máximo do CP

Não foram encontradas nenhuma diferença significativa no deslocamento do CP entre a cadeira padrão e a cadeira com a inclinação do assento para frente, ou nos grupos de TRM ou nos grupos sem TRM como observado na Figura 4.16.

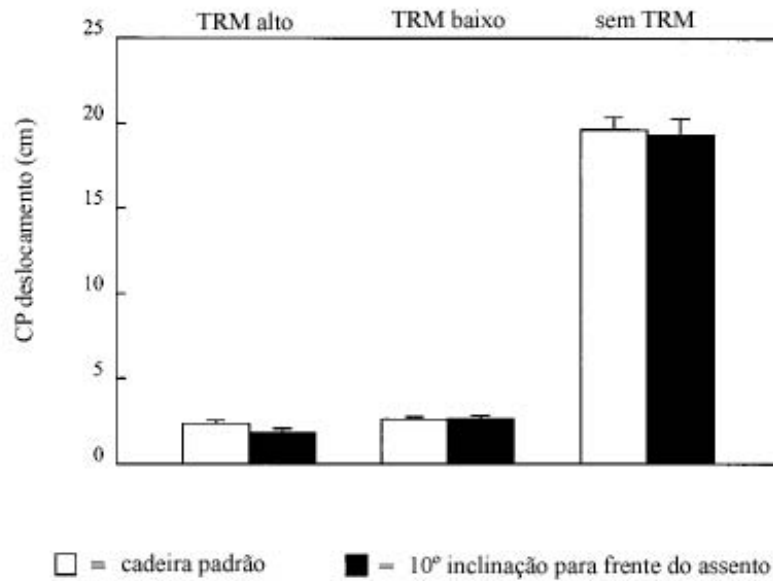


Figura 4.16 – Deslocamento da Pelve no ciclo de propulsão. (Janssen Potten, 2001)

4.22 Atividades Eletromiográficas na Posição de Sentar Inicial

A média da atividade muscular antes do movimento atual de alcance, com os usuários na posição de sentar inicial, e o intervalo de 99% de segurança (IS) da média, para todos os grupos nas duas configurações das cadeiras, é descrita na figura 4.17.

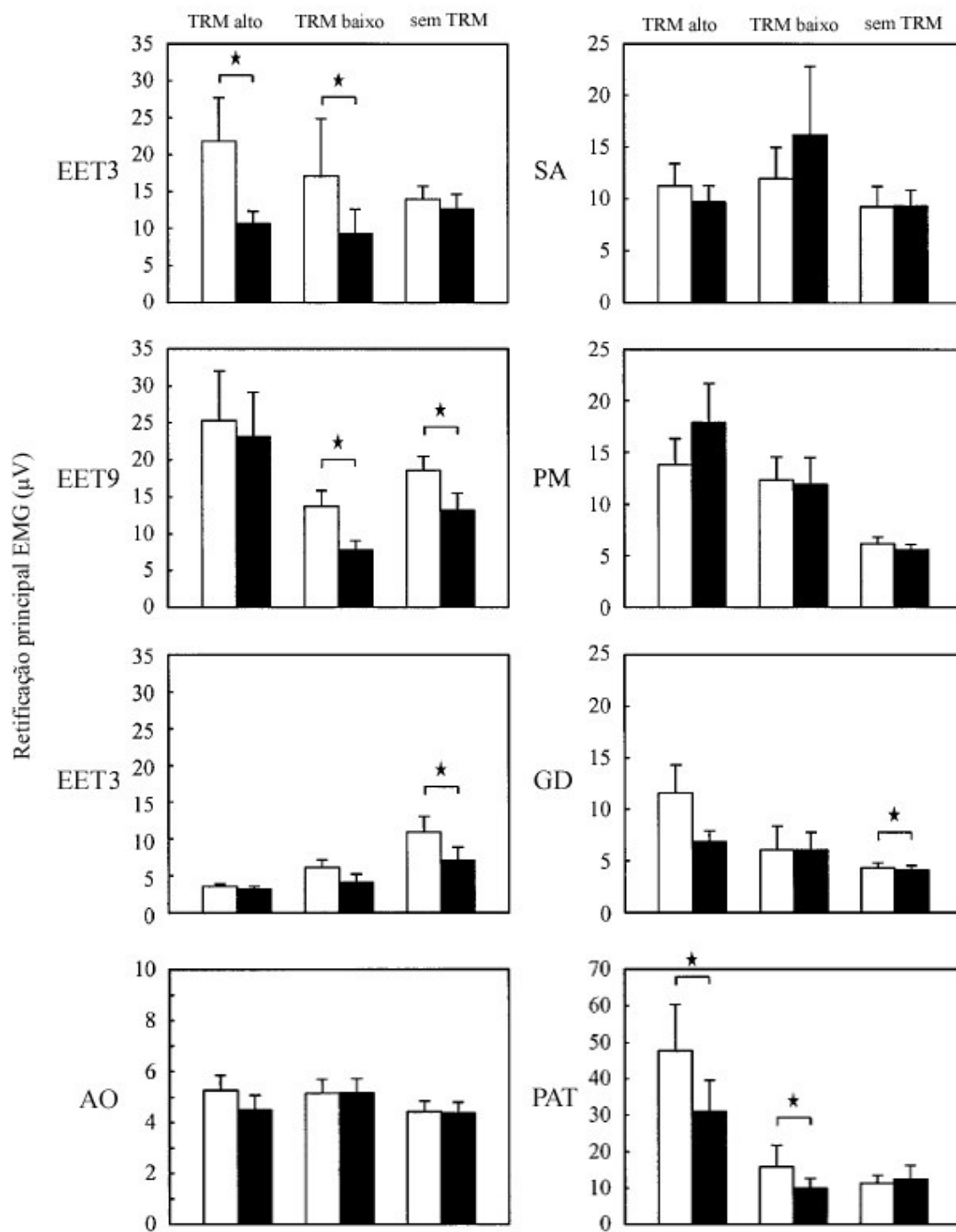


Figura 4.17 – Atividades eletromiográficas na posição sentada. (Jessen-Potten, 2001)

O TRM alto apresenta significativamente menos atividade de espinha ereta no nível T₃ enquanto sentados na cadeira com o assento inclinado para frente.

Nos TRM baixo, houve menos atividade nos níveis T₃ e T₉; nos participantes sem TRM, houve menos atividade de ereção da espinha nos níveis T₉ e L₃. Adicionalmente, os TRM apresentaram menos atividades do trapézio enquanto participantes sem TRM revelaram menos atividade do músculo Grande Dorsal enquanto sentados na cadeira com o assento inclinado para frente.

4.23 Atividade Eletromiográfica na posição Inclinado para Frente

A média retificada de atividade Eletromiográfica na posição inclinado para frente e 99% IS da média para todos os grupos, nas duas configurações da cadeira, notados na figura 4.18.

Segundo Jassen-Potten (2001) nessa posição, os participantes com TRM alto revelaram significativamente menos atividade do Músculo Eretor da Espinha no nível T₃, quando comparados com os TRM de lesão baixa no nível T₉. E os participantes sem TRM no nível L₃ enquanto sentados na cadeira com o assento inclinado a 10°. Além disso, os participantes com TRM alto apresentaram uma diminuição na atividade do músculo Trapézio enquanto os participantes sem TRM apresentaram menos atividade do músculo Serratio anterior na cadeira com o assento inclinado para frente.

Na análise da inclinação do assento para frente ficou constatado que leva para uma inclinação anterior da pelve os participantes com TRM torácica.

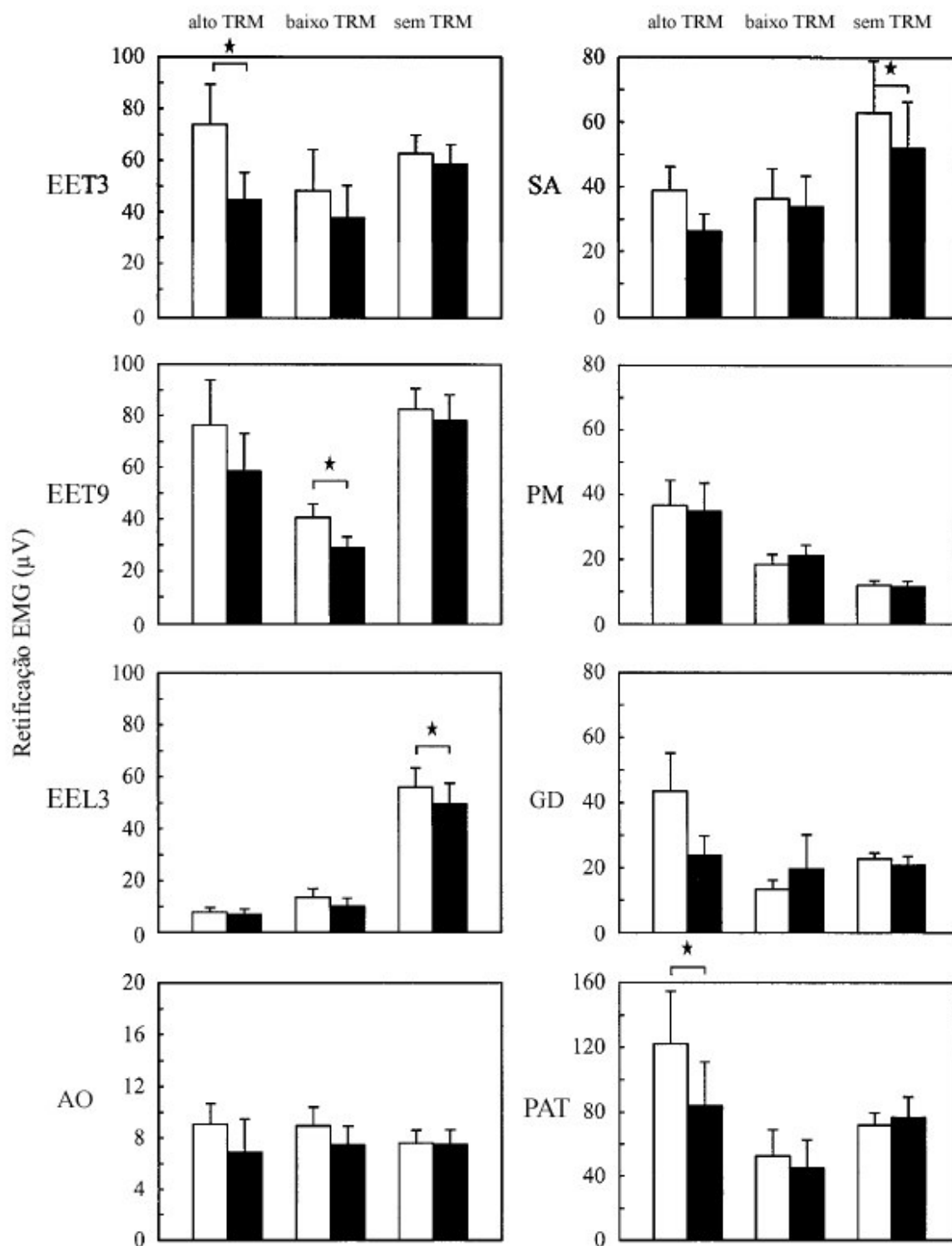


Figura 4.18 – Eletromiográfica na posição inclinada para frente. (Jessen-Potten, 2001)

Segundo Jassen-Potten (2001) nessa posição, os participantes com TRM alto revelaram significativamente menos atividade do Músculo Eretor da Espinha no nível T₃, quando comparados com os TRM de lesão baixa no nível T₉. E os participantes sem TRM no nível L₃ enquanto sentados na cadeira com o assento inclinado a 10°. Além disso, os participantes com TRM alto apresentaram uma diminuição na atividade do músculo Trapézio enquanto os participantes sem TRM apresentaram menos atividade do músculo Serratio anterior na cadeira com o assento inclinado para frente.

Na análise da inclinação do assento para frente ficou constatado que leva para uma inclinação anterior da pelve os participantes com TRM torácica.

Os participantes com TRM são menos capazes a inclinar a pelve, por causa da ausência de atividade Lombar e Torácica através dos Eretores da coluna. Para compensar a ausência de controle na região pélvica e nas regiões inferiores da coluna, os participantes com TRM alto não tem outra alternativa a não ser inclinar passivamente a pelve para trás e usar o encosto da cadeira. Assim, aumentam a base de suporte em uma posição vantajosa devido à estabilidade provida pelos ligamentos e tendões. Além disso, à parte de cima do corpo é apoiada mais cranialmente nessa posição, criando possibilidades para uma estratégia alternativa de uso dos músculos não-antigravitários para compensar parcialmente o prejuízo do equilíbrio na posição sentada.

Os TRM baixo, que tem mais funções de músculos residuais, reagem ao deslocamento para frente dos braços pela extensão da parte de cima da espinha e movendo a cabeça para trás, mantendo o centro de gravidade dentro do suporte da base.

A inclinação para frente da cadeira influencia o controle do equilíbrio e o uso do músculo postural alternativo em pessoas com TRM torácico. Nesses pacientes, uma inclinação posterior da pelve enquanto eles usam o encosto da cadeira para suporte é um fator importante em ambos: controle de equilíbrio e uso muscular.

As alterações na postura de sentar como uma consequência da inclinação do assento pode pôr em perigo o controle do equilíbrio e a alteração do uso dos músculos da postura. Embora, nós

não encontremos mudanças significativas no deslocamento do CP entre a condição da cadeira padrão e a condição do assento inclinado para frente, em todos os três grupos.

Dos parâmetros do suporte testados, a inclinação do encosto tinha o efeito maior, aplicando um suporte lombar que tinha somente uma menor influência na atividade mioelétrica. Um suporte lombar, quando ajustadamente posicionado, inclina a pelve para frente e ao mesmo tempo se move em direção à espinha aumentando a lordose. Isso resulta numa leve diminuição na atividade de ereção da espinha em ambas as regiões torácicas e lombares. Porém, com um constante ângulo no assento, não havia inclinação anterior da pelve que faz com que a coluna lombar se mova em direção a lordose, e ainda encontramos uma significativa diminuição na atividade de ereção da espinha.

Aparentemente, a atividade do eretor da coluna é preciso não somente para alcançar a inclinação anterior da pelve, mas também para prevenir maiores inclinações posteriores da pelve. Essa função mais tarde é tomada sobre uma almofada que causa 10° de inclinação para frente, com um resultado de que menos atividade dos músculos eretores da coluna é exigida.

Shimada (1999) demonstrou que a atividade dos Músculos Eretores da coluna em voluntários saudáveis foi encontrada uma inclinação maior do assento da cadeira. A inclinação para frente da cadeira evita flexão lombo-sacro da coluna e a tendência de colocar o Ereter da coluna numa posição mais ampliada.

Além disso, a inclinação do assento para frente nestes estudos não alterou o uso dos músculos da postura compensatória nas pessoas com TRM torácico. Como nas cadeiras padrões, o músculo Grande Dorsal e o Trapézio têm atividades de suporte numa posição ereta do tronco, enquanto o Peitoral Maior e o Serratio Anterior estabilizam a cintura escapular.

Nos estudos apresentados foi abordadas a inclinação anterior da pelve das pessoas com TRM pela cambagem do assento para frente. Um assento inclinado para frente aumenta a tendência de deslizamento. E o fato de que o sacro permanece posteriormente é importante devido ao fator de risco a provocar ulcera de pressão.

4.24 Conclusões

As conclusões destes estudos demonstram claramente que a propulsão de uma cadeira de rodas impõe comparações e moderação de cargas nas articulações dos ombros durante ambas as fases de propulsão da cadeira de rodas.

Desde que a propulsão é uma atividade cíclica pode contribuir para a fadiga muscular, é de igual importância a força de maior potencia nas articulações dos ombros dos tetraplégicos.

Foi observado que uma mais alta e relativa exigência de todos os grupos musculares na fase de impulso da propulsão da cadeira de rodas imposta aos seus usuários.

Os resultados apresentados a partir de estudos sugerem que os movimentos máximos das articulações durante a propulsão em linha reta são maiores quando comparados com os movimentos giratórios. Além disso, foram também encontradas diferenças entre os movimentos das articulações de indivíduos com TRM e indivíduos sem deficiência durante os movimentos manuais com cadeira de rodas.

Esforços futuros certamente serão direcionados para uma análise compreensiva, combinando EMG e dados cinéticos, os quais levarão para um mais completo entendimento dos mecanismos dos ombros durante o uso da cadeira de rodas. Potencialmente, identificará as causas da disfunção e lesões musculoesqueléticas das articulações dos membros superiores nessa população.

No próximo capítulo serão abordados os padrões de força, a trajetória do movimento de propulsão e análise tridimensional da geração de força da propulsão.

Capítulo 5

Padrões de Força na Propulsão do Aro da Cadeira de Rodas

Embora as pesquisas sobre cadeira de rodas tenham aumentado nas últimas décadas, estudos dedicados para as técnicas de propulsão, especialmente estudos da produção de força, ainda permanecem escassos. Existe contribuição científica sobre a produção da força, de autores de diferentes nacionalidades..

Os dados dos estudos na sua maioria foram coletados através de um simulador de cadeira de rodas, denominada de “Smart^{wheel}” (Niesing et al 1990; Cooper et al 1993). A “Smart^{wheel}” é a modificação de uma cadeira de rodas equipada com um sistema de (3) três feixes que permite a determinação de força tridimensional e momentos (Assato, 1993).

Como a “Smart^{wheel}” pode ser adaptada na própria cadeira de rodas dos seus usuários, a interface usuário cadeira de rodas e as condições externas são perfeitamente simuladas.

O mais importante objetivo dessa revisão foi reunir dados da aplicação da estratégia de força do usuário de cadeira de rodas a fim de melhorar o desempenho da condução e minimizar a

incidência de lesão por esforços repetitivos, numa compreensão lógica das conseqüências da força de aplicação sobre diferentes condições. Tais melhorias de desempenho estão baseadas no entendimento da interface cadeira de rodas-usuário.

5.1 Trajetórias dos Movimentos na Propulsão do Aro

Em recentes estudos tem se utilizado um numero de parâmetros de tempo a fim de descrever a técnica de propulsão no aro da cadeira de rodas, conforme figura 5.1.

O ciclo de propulsão é dividido em 2 fases, a fase de impulso e fase de recuperação. A fase de impulso é definida como a fase produtora de força quando as mãos estão em contato com os aros de propulsão. A fase de recuperação é definida como quando as mãos não estão tocando o aro de propulsão e posicionadas para a próxima fase de impulso.

As variações de parâmetros de tempo, como o tempo do ciclo (TC), tempo do impulso (TI) e tempo de recuperação (TR), já foram extensivamente descritos em relação a diferentes condições de trabalhos. Por outro lado alguns estudos questionam a abordagem metodológica de identificação das fases de impulso e recuperação. A acurácia de coleta destes dados através de uma combinada abordagem cinematográfica/cinética proporciona um significativo aumento dessa acurácia na identificação do exato momento do contato da mão e e liberação da mão do aro de propulsão da cadeira de rodas.

Na “Treadmill”, já descrito no capítulo três, a aceleração do usuário de cadeira de rodas pode ser documentada por meios de acelerômetros ou transdutores de torques.

Diferentes abordagens metodológicas têm orientações diferentes para a definição de TI. O consenso entre os pesquisadores para definição de TI é o período durante o qual as mãos estão em contato ou aplicam força nos aros de propulsão, coleta de dados através de uma abordagem cinematográfica.

Um número de estudos tem mostrado que um simples aumento na velocidade pode provocar uma acentuada diminuição no TC ($TC = 60 \text{ segundos} / \text{Frequência do Ciclo (CF) toques/minutos}$), predominantemente provocado pela diminuição do TI. A diminuição do TI com o aumento da velocidade não podem influenciar o valor absoluto do ângulo de impulso. Isto implica em uma alta velocidade de contração muscular e é associado com o aumento do consumo de energia. Tomados juntos com a menor aplicação da força efetiva, isto deve explicar a menor eficiência mecânica em condições de aumento de velocidade.

Veeger (1989) provou uma inclinação de 2° e 3° na “Treadmill”, e observou que o TC e o TR foram curtos para estes graus de inclinação e mesma velocidade, enquanto TI não se alterou.

Vanlandewijck1 (1995) confirmou estes achados, variando a inclinação da “Treadmill” de 1.5 para 6%. A potencia funcional do usuário de cadeira de rodas não afetou a estratégia de adaptação para as mudanças de velocidades e inclinação.

Qualquer que sejam as condições externas, os usuários de cadeira de rodas, não tentam alterar a magnitude do ângulo de impulso, definido como o deslocamento angular da mão no aro de propulsão entre o contato e liberação das mãos com relação ao eixo da roda como se observa na figura 5.1. O ângulo de impulso permanece mais ou menos constante, mas mostra uma mudança para frente com o aumento da velocidade e inclinação (Vanlandewijck, 1995).

Quando confrontado com altas velocidades, experientes usuários de cadeira de rodas, adaptados as suas técnicas de propulsão, não alteraram o estilo deles, mas aumentaram a amplitude de movimentos. De fato, quando se aumenta a velocidade de propulsão, uma alta velocidade segmentar dos membros superiores deve ser gerada, para efetivamente aplicar uma força no aro de propulsão. Por conseguinte, um aumento para trás dos membros superiores como um movimento de oscilação de natação, é necessário para produzir uma maior aceleração das mãos antes do contato com o aro de propulsão. Este tipo de estratégia resulta em um aumento de atividade muscular. Com isso, provoca um aumento do consumo de energia e, conseqüentemente, uma menor eficiência mecânica.

Durante a fase de impulso os membros superiores são movimentados em cadeia fechada, então o estilo individual de propulsão do usuário de cadeira de rodas é primariamente determinado pela fase de recuperação.

Os padrões de movimentos foram classificados como predominantemente de “circular” e “bombeamento”. Através de então, tem se sugerido que o estilo circular é superior as outras técnicas, embora conclusões científicas com respeito à relação causal entre o estilo e desempenho ou eficiência mecânica não tem ainda comprovação.

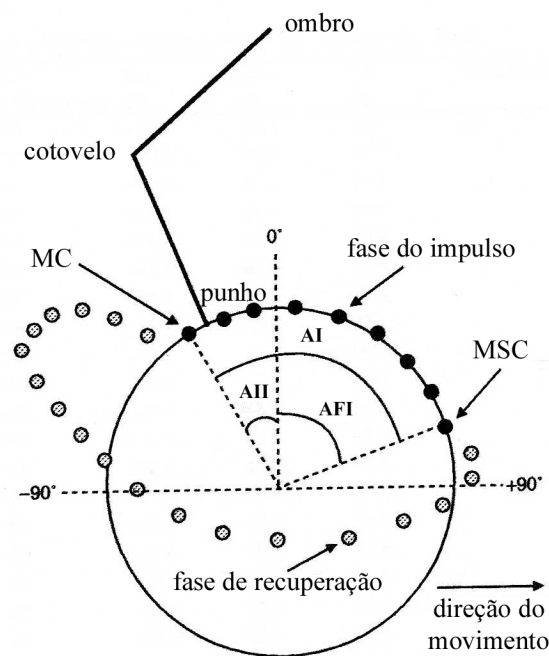


Figura 5.1 – Trajetória da geometria dos movimentos dos membros superiores na propulsão.

AFI= ângulo no fim do impulso (°); MC= mão em contato; MSC= mão sem contato;

AI= ângulo de impulso; AII= ângulo de início do impulso (Vanlandewijck, 2001)

5.2 Os Padrões de Ação Muscular no Aro de Propulsão da Cadeira de Rodas

A atividade muscular durante a propulsão da cadeira de rodas tem sido bem documentada através de eletro miografia de superfície (EMG), em combinação com a biomecânica

tridimensional e gravações da cinética, para descrever o papel de tempo dependente dos diferentes músculos e determinar o papel deles na produção de potência (Veeger, 1998).

Mulroy et al. 1994 identificou um interessante fenômeno, no final da fase de impulso, que para restringir os movimentos de flexão, os músculos do ombro (deltóide posterior), de adução (deltóide medial) e de rotação externa (subescapular), ainda permaneciam em atividade contrátil.

Na articulação do cotovelo, o bíceps braquial foi também ativado na fase final de recuperação e continuou a ação muscular em todo o período onde o torque da flexão do cotovelo contribuiria para a propulsão. De igual forma, o tríceps braquial só tornou-se ativo quando a extensão do cotovelo contribuiria para a força de propulsão no aro.

Estas observações embasaram a ação da mão de impulsionar e puxar no aro da cadeira de rodas durante a fase de impulso no estudo de Brown, 1990. Contudo, deve ser notado que no estudo de Mulroy et al, 1994, os indivíduos impulsionaram a cadeira de rodas empregando uma velocidade de 1,51m/seg na superfície plana.

Aumentando a resistência ou a velocidade, influenciará a mudança do cotovelo de flexão para extensão, minimizando a ação de puxar em ambas as condições, que afetará o padrão de atividade muscular (Vanlandewijck, 1994). Entretanto, convém notar que, a mudança do movimento de extensão para o movimento de flexão automaticamente não implicam a mudança do movimento do torque de flexão para extensão.

A atividade do bíceps braquial acompanha o movimento inicial de flexão do cotovelo no disparo da fase de impulso, após as mãos terem feito contato com o aro da cadeira de rodas (Mulroy, 1994; Vanlandewijck, 1994).

Já o músculo deltóide anterior tem uma alta atividade no início do contato da mão, onde o peitoral maior tem uma forma mais constante de atividade muscular e de longa duração (Veeger, 1991). Estes dois músculos são considerados os primeiros impulsionadores da propulsão da

cadeira de rodas (Mulroy, 1994; Vanlandewijck, 1994; Spaepen, 1996; Veeger, 1991; Veeger, 1989).

Vanlandewijck et al. (1994) demonstraram que o músculo grande dorsal exibe um padrão de atividade similar, enfatizando esta importância durante a fase de impulso. Embora, exista um aumento da abdução do membro superior, a atividade do deltóide medial não é registrada, sugerindo que este movimento de abdução não é um movimento ativo. Assume-se isto, por ser causado pela alta atividade do disparo dos músculos propulsores na fase de impulso, causando uma ante flexão e endossando o torque em cadeia fechada.

Alguns investigadores têm analisado o torque e a curva de potência durante a propulsão da cadeira de rodas e encontraram uma alteração na inclinação ou mesmo uma deflexão negativa na curva de torque, na metade do curso da fase de impulso (Veeger, 1991).

Desde a mais efetiva direção da aplicação da força tangencial no aro, pelo menos a partir de um ponto de vista biomecânico, ambos os flexores e extensores do cotovelo são necessários para uma forma mais otimamente direcionada. A declividade na curva de torque aparece no tempo quando o momento de flexão em torno da articulação do cotovelo não é necessariamente longo e a extensão de torque é mais efetiva (Veeger, 1991). Mais tarde os estudos de Rodgers e Mulroy et al (1998) embasaram esta conclusão.

Durante ambas as fases de impulso e recuperação, foram registradas uma significativa atividade em um ou mais músculos rotadores do manguito (Mulroy, 1996). Quanto a atividade muscular foi demonstrado neste estudo um alto pico de atividade do supra-espinhoso durante a fase de impulso, enquanto a duração da atividade na fase de recuperação foi lenta (59% do ciclo). Dos 17 participantes, quatro usou o músculo supra-espinhoso durante ambas as fases.

Mulroy et al. (1996) afirmaram que, com a redução da atividade dos músculos do manguito rotador devido à fadiga, a contração do músculo deltóide provocaria um deslizamento superior da cabeça umeral e a possibilidade de impacto do tendão do supraespinhoso contra o arco subacromial. A fadiga do peitoral maior seria um potencial para o impacto, como a força de

rolamento da cabeça umeral na fase de impulso cruzando a articulação gleno-umeral. A rotação interna do ombro durante a fase de recuperação também provoca o impacto mais provável pelo movimento do grande tubérculo diretamente abaixo do acrômio.

5.3 Fatores que Alteram as Trajetórias dos Movimentos de Propulsão

Rozendal (2000) sugere que a geometria da cadeira de rodas, no seu projeto físico determina a postura do usuário e em troca, a máxima razão custo-efeito. Esta pode ser uma ferramenta valiosa para na eficiência biomecânica da propulsão de cadeira de rodas.

Muitos fatores podem afetar a performance, durante a propulsão manual de cadeira de rodas. Dentre esses fatores podemos incluir a altura do assento, a posição dos eixos da cadeira, o diâmetro do aro manual, o diâmetro do tubo do aro manual, o design da cadeira de rodas e o peso da cadeira de rodas. Na literatura disponível, tem-se examinado a influência da variação do “design” com relação a fatores cardiorrespiratórios, dissipação de energia, cinemática e cinética.

Sanderson (1995) concluiu que o peso da cadeira de rodas não causa nenhum efeito na propulsão cinemática da cadeira de rodas e que estes efeitos poderiam ser mais apropriadamente revelados utilizando-se medidas cinéticas.

Mais tarde, muitos grupos trabalharam no desenvolvimento de modelos cinéticos de propulsão manual de cadeira de rodas. Porém, até agora, apenas a força nas articulações ou os momentos tem sido calculados para os punhos, o cotovelo e o ombro. O momento das articulações representa a resposta interna de um segmento do corpo a uma carga externa.

5.3.1 A Altura do Assento

A altura do assento pode causar alterações no vetor de força aplicado ao aro de propulsão da cadeira de rodas da extremidade superior, a posição do aro também influencia no desenvolvimento de rotação.

No estudo de Murata et al. (2001), a posição do aro influenciou o desenvolvimento de rotação na fase de impulso da cadeira de rodas na fase inicial de propulsão como ilustrado na figura 5.3. Uma posição dianteira do aro de propulsão causou melhor desenvolvimento de rotação no período inicial do movimento da cadeira de rodas. Como um mecanismo responsável por este resultado, a força vetor aplicada ao aro de propulsão ser trabalhada com mais eficiência, como rotação, na posição dianteira do aro de propulsão mudando a direção da força vetor. Para pessoas com força muscular fraca que acham difícil impulsionar o aro de propulsão na fase inicial, é importante ajustar o aro de propulsão na posição dianteira. Conseqüentemente, para o projeto da cadeira de rodas, é, portanto, necessário levar em consideração a posição do aro de propulsão da roda.

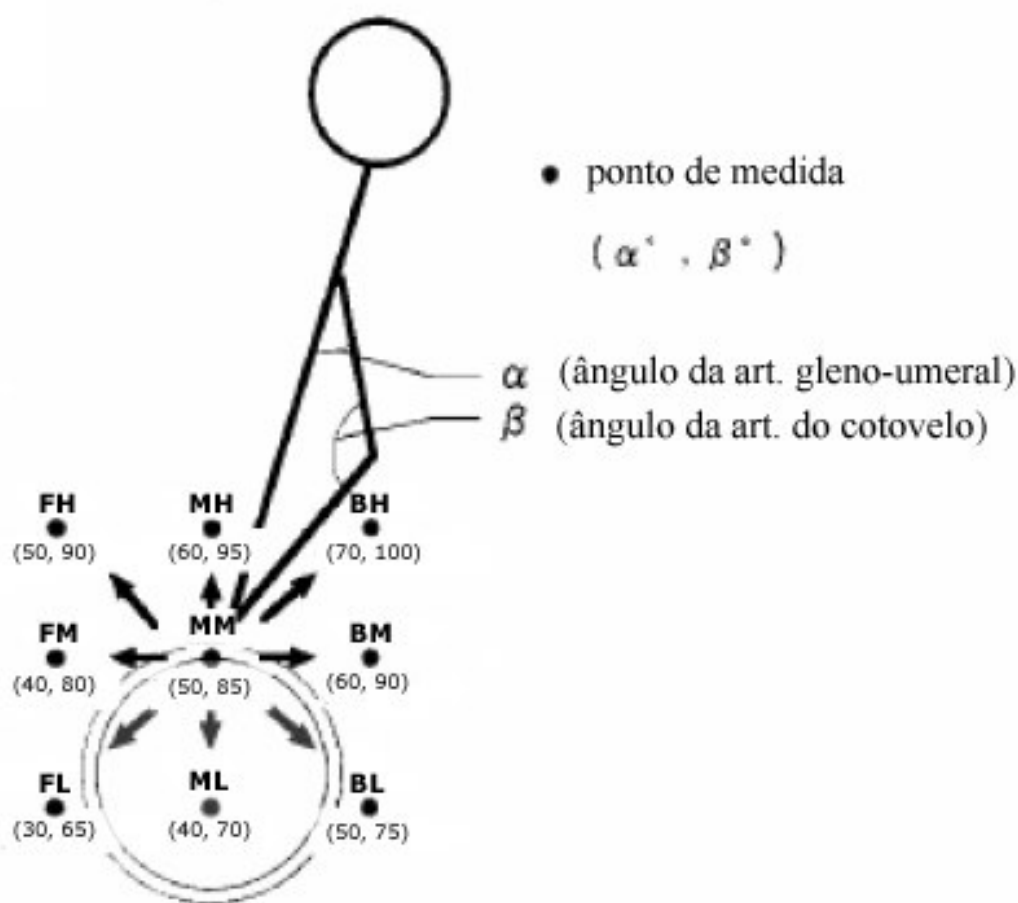


Figure 5.2 - Decomposição dos ângulos de propulsão no aro, dos movimentos de extensão do ombro e da flexão do cotovelo. (Murata et al. 2001 apud Lan-Yuen Guo 2006)

5.3.2 O Diâmetro do Aro

Lan-Yuen Guo et al. (2006), avaliou parâmetros de projetos de cadeira de rodas de propulsão manual, que poderiam afetar a eficiência da propulsão e suas implicações. O propósito do estudo foi examinar o efeito do tamanho no aro manual (0,54, 0,43 e 0,32m) na energia mecânica e no fluxo de potência durante a propulsão da cadeira de rodas.

Doze adultos do sexo masculino (idade média de 23,5 anos) foram recrutados para este estudo. Ambos os dados cinéticos e cinemáticos 3-D dos membros superiores foram coletados de forma sincronizada, usando um sistema de movimento de alta resolução “Expert Vision” e uma roda equipada durante a propulsão da cadeira de rodas.

As energias mecânicas totais, cinéticas e potenciais, dos membros superiores aumentaram com o aumento do tamanho do aro manual. Para cada segmento dos membros superiores, a força da articulação distal e a força rotacional da articulação proximal dos membros superiores aumentaram com o aumento do tamanho do aro de propulsão manual. O trabalho feito durante o ciclo completo de propulsão com o aro de tamanho maior é significativamente maior do que aquele utilizado com o menor.

As energias mecânicas totais cinéticas e potenciais aumentaram com o aumento da velocidade linear e das posições elevadas dos segmentos dos membros superiores. Os flexores do ombro e do tronco aumentaram a magnitude de suas contrações concêntricas, durante a propulsão com o aro de propulsão maior, devido ao aumento da exigência de força. Usando técnicas de análise da energia mecânica e fluxo de potência, foi avaliado o efeito previamente registrado do tamanho do aro manual na eficiência mecânica e no relacionamento entre os dois (Lan-Yuen Guo, 2006)

O efeito do tamanho do aro manual foi investigado por Van Der Woude et al. (1988). Eles examinaram os efeitos do diâmetro do aro manual (0,30, 0,35, 0,38, 0,47 e 0,56m) nos parâmetros fisiológicos e de movimento. Eles concluíram que a propulsão com um aro manual menor resulta em uma eficiência metabólica baixa e uma alta eficiência mecânica sistemática e

concluíram que isto ocorre devido à diminuição das excursões segmentais dos membros superiores e da velocidade menor da mão. A eficiência metabólica foi quantificada pelo consumo de oxigênio e pelas medidas das taxas cardíacas. Porém, eles ofereceram uma percepção limitada para as causas das diferenças na eficiência em termos de momento e força.

A maioria dos modelos mecânicos de propulsão de cadeira de rodas usados para investigar a ineficiência mecânica no movimento estava focada no conceito de fração de força efetiva. Entretanto, alguns estudos revelaram que durante a propulsão, quase 50% das forças empregadas no movimento do aro não são direcionadas para o movimento. Além disso, outras forças são de fricção aplicada ao aro ou são perdidas. Alguns observadores não concordam com o conceito de que forças não tangenciais direcionadas são perdidas, ou simplesmente mal direcionadas, mas tem relação com a coordenação e fisiologia. Poucos têm usado a análise de energia mecânica e fluxo de potência para este propósito.

Lan-Yuen Guo (2006) apresentou cálculos de energia mecânica e fluxo de potência para entender as características da propulsão de cadeira de rodas e examinar o efeito do tamanho do aro. Neste estudo, os efeitos do diâmetro do aro manual (0,54, 0,43 e 0,32m) na energia mecânica e fluxo de potência foram quantificados. Adotou no seu estudo que, quanto menor o tamanho do aro de propulsão, menos trabalho mecânico é exigido para propulsionar a cadeira de rodas. Nesse estudo examinou se estas duas medidas, energia mecânica e fluxo de potência, poderiam apoiar esta suposição. Além disso, determinar se estas medidas podem oferecer percepção das diferenças metabólicas entre a propulsão com tamanhos diferentes de aros manuais.

5.3.3 Variações do Diâmetro do Aro

Doze adultos do sexo masculino (idade média de 23,5 anos), sem qualquer disfunção relatada nos membros superiores foram analisados através do sistema “Expert Vision” (Motion Analysis Corp. Santa Rosa, CA, USA) utilizado para registrar as trajetórias (a 60Hz) de 15 marcadores refletivos posicionados unilateralmente em pontos de referência anatômicos em cada um dos indivíduos. Os pontos de referência anatômicos foram os seguintes: xifóide, esterno, 7^a

vértebra cervical, acrômios, epicôndilos medial e lateral do cotovelo, processos estilóides radiais e ulnar, articulações do metacarpo do II e V dedos das mãos. Além disso, uma estrutura triangular com três marcadores foi colocado no antebraço. Um sistema de rodas equipadas foi utilizado para medir diretamente de forma tri-dimensional as forças dinâmicas e os momentos no aro de propulsão, durante o ciclo completo de propulsão da cadeira de rodas no laboratório.



Figura 5.3 - Ilustração de diferentes diâmetros dos aros de propulsão de cadeira de rodas. (A) corrida (B) padrão e (C) basquete.

Três tipos de aros manuais com diâmetros de 0,54, 0,43 e 0,32m, foram empregados a cada indivíduo em ordem aleatória. Eles foram caracterizados como grandes médios e pequenos, respectivamente. Cada indivíduo propulsionou a cadeira de rodas por, pelo menos, cinco ciclos de propulsão para cada tipo de aro manual. Foi feita uma média de cada variável para estas cinco tentativas a fim de representar a performance do indivíduo para cada tamanho do aro manual. Também, estas médias das variáveis para cada indivíduo foram aferidas novamente para todos os indivíduos para representar a performance no conjunto para um determinado tamanho de aro manual. As forças medidas e os momentos no aro manual foram usados para determinar a cinética, forças nas articulações e momentos, dos membros superiores usando um método de dinâmica inversa. Estes parâmetros foram usados para os demais cálculos da energia mecânica e fluxo de potência.

A energia mecânica total (E) de um segmento é a soma de seu potencial (E_p) com as energias cinéticas (E_k).

$$E = E_p + E_k = mgh + \frac{1}{2}mv^2 + \frac{1}{2}I\omega^2 \quad (\text{Eq. 5.5})$$

$$v = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}$$

Onde, m é a massa do segmento, g é a força gravitacional, h é a altura do segmento, v é a magnitude da velocidade do segmento, I é o momento de inércia correspondente aos eixos de inércia principal e w é a velocidade angular do segmento. A magnitude da velocidade é derivada de todos os três componentes (v_x , v_y , v_z) da velocidade do centro de massa do segmento no sistema global de coordenadas. A taxa de mudança da energia mecânica foi calculada para determinar as exigências de força mecânica (P_m) do segmento durante a propulsão da cadeira de rodas.

$$P_m = \frac{dE}{dt} \quad (\text{Eq. 5.6})$$

As exigências de força dos segmentos discutidos acima são derivadas dos cálculos de energia mecânica segmental. Essas exigências foram comparadas com a força de entrada realizadas e transferidas pelas juntas e calculadas como carga resultante das articulações e das velocidades segmentais.

5.3.4 Implicações das Variações dos Diâmetros dos Aros

De acordo com Lan-Yuen Guo (2006) a potência nas articulações (P_{art}) é igual ao produto vetorial da força nas articulações (F_{art}) com a velocidade translacional da articulação (V). A potência do músculo (P_m) é o produto vetorial entre o momento na junta e a velocidade angular segmental (w) (não é a velocidade rotacional da articulação). Note que as forças e momentos devem ser expressos no mesmo sistema de coordenadas da velocidade do segmento. O fluxo de

potência de um segmento foi composto pela potência proximal/distal da articulação (Partp e Partd distal denotada por d, proximal por p) e a potência proximal/ distal do músculo (P_{mp} e P_{md}) (Fig 1b). O fluxo de potência total aplicado ou tirado do corpo é a somatória da potência da articulação e a potência do músculo em cada parte. Para um segmento típico, a equação que expressa à potência total da articulação e músculo é:

$$\begin{aligned}
 P_{art} &= F \cdot V \\
 P_m &= M_p \cdot \omega \\
 P_f &= P_{artp} + P_{mp} + P_{artd} + P_{md} \\
 &= F_p \cdot V_p + M_p \cdot \omega + F_d \cdot V_d + M_d \cdot \omega
 \end{aligned} \tag{Eq. 5.7}$$

Os valores d e p representam as partes distais e proximais do segmento respectivamente.

Uma alta correlação entre o trabalho feito pela potência mecânica e dissipação metabólica foi encontrada em estudos passados sobre caminhadas e corridas, mesmo para indivíduos normais. Porém, não há investigações sobre a relação entre a dissipação metabólica e a potência mecânica durante a propulsão de cadeira de rodas. O trabalho calculado pela potência mecânica (W_m) e o fluxo de potência (W_p) para um ciclo de propulsão foi determinado pela seguinte equação, que permite transferir a energia entra segmentos adjacentes do mesmo membro, mas não entre os membros e o tronco.

$$\begin{aligned}
 W_m &= \sum_{j=1}^N \left| \sum_{i=1}^S \left(\frac{dE}{dt} \right) \right| = \sum_{j=1}^N \left| \sum_{i=1}^S P_m \right| \\
 W_p &= \sum_{j=1}^N \left| \sum_{i=1}^S P_f \right|
 \end{aligned} \tag{Eq. 5.8}$$

Variáveis foram normalizadas para o ciclo de propulsão de 100%. Cada ciclo de propulsão incluiu propulsão e fases de recuperação. Além disso, tirou-se a média para cada variável das

cinco tentativas para representar a performance do indivíduo para cada tamanho de aro manual. Além disso, as médias das variáveis para cada indivíduo foram tiradas novamente para representar a média do conjunto para um dado tamanho de aro manual.

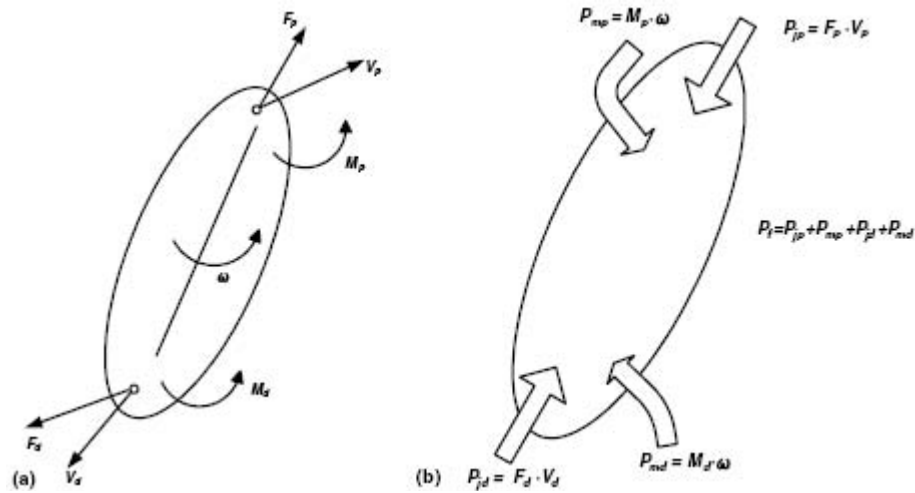


Figura 5.4 - (a) As variáveis incluídas no cálculo da potência das art(P_{art}) e potência dos músculos (P_m) para um corpo rígido, $P_j = F \cdot V$, $P_m = M_p \cdot \omega$. (b) O fluxo total de potência (P_f) é composto pela somatória da potência da articulação e do músculo nos pontos proximais e distais Lan-Yuen Guo (2006).

$$P_f = P_{artp} + P_{mp} + P_{artd} + P_{md} \quad (\text{Eq. 5.9})$$

De acordo com Vanlandewijck (2001) a representação de um diagrama dos membros superiores durante a propulsão da cadeira de rodas com diferentes tamanhos de aros manuais é ilustrada na Figura 5,6. Aro de 0,05s de intervalo entre os pontos de dado. As linhas sólidas e pontilhadas representam diâmetros de 0,32 e 0,54m para o aro manual, respectivamente. Os segmentos dos membros superiores sempre se moveram para baixo e para frente durante a fase de propulsão e para cima e para trás durante a fase de recuperação. Os segmentos dos membros superiores tiveram maior movimento e maior velocidade linear na propulsão do aro manual grande. As posições dos segmentos dos membros superiores e articulações quando manuseando o aro de propulsão grande foram mais altas do que nos aros pequenos.

A energia total mecânica de um segmento é composta de sua energia potencial e cinética. O nível mais baixo para a energia potencial foi assumido como zero. Um gráfico representativo da energia do segmento dos membros superiores durante o ciclo de propulsão é mostrado na Figura 5.6. Na verdade, os três segmentos dos membros superiores foram caracterizados por tendências similares. A energia cinética aumentou durante a propulsão inicial e atingiu um pico no final da propulsão. A energia potencial diminuiu com a propulsão inicial e teve seu menor valor no final da fase de propulsão. Durante a fase de impulso, a energia cinética foi a fonte para uma energia mecânica total maior. Porém, durante a fase de recuperação, a energia mecânica total aumentou devido ao componente de energia potencial. Ambas as energias cinéticas e potenciais aumentaram com o aumento do tamanho do aro de propulsão.

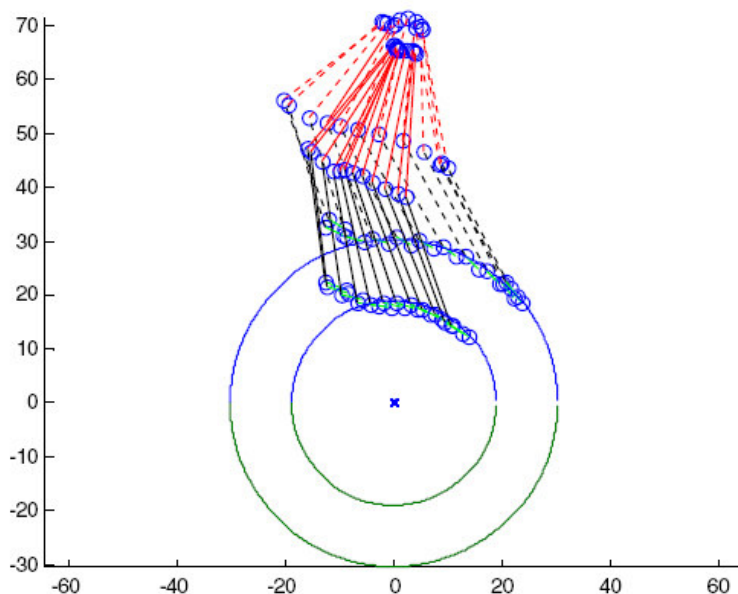


Figura 5.5 – Trajetória dos membros superiores durante a propulsão (linha sólida: 0,32m; Linha pontilhada: 0,54m) (Vanlandewijck, 2001)

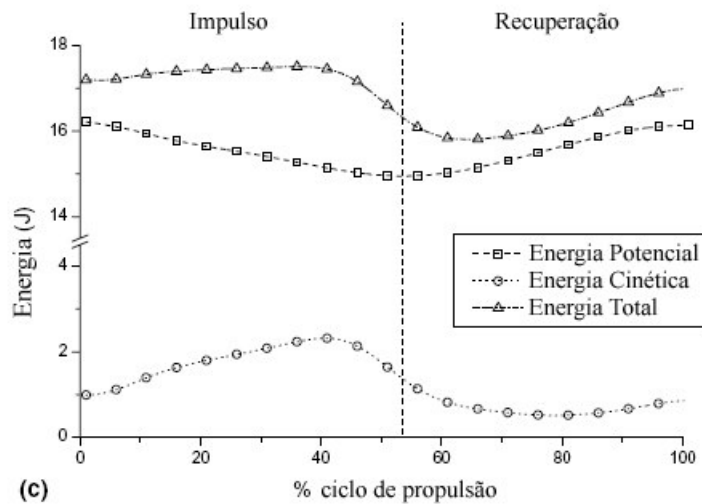
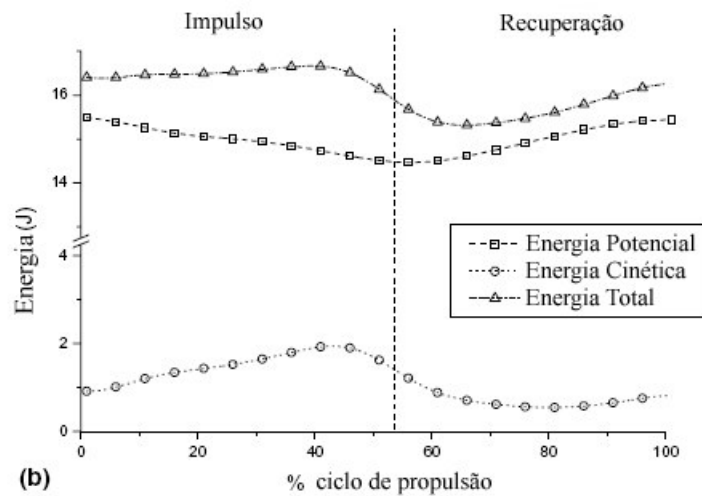
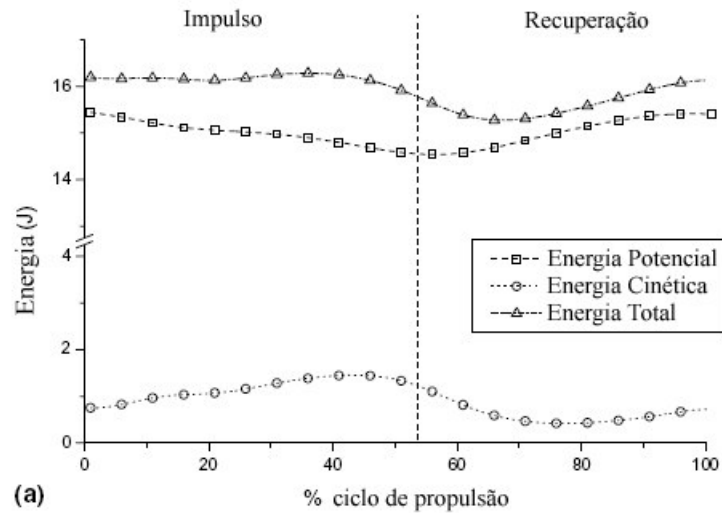


Figura 5.6 - Energia mecânica do segmento do antebraço para tamanhos diferentes de aros manuais: (a) 0,32m, (b) 0,43m e (c) 0,54m (Van Der Woude, 1988).

O segmento do antebraço para três tamanhos de aros manuais é mostrado na Figura 5.7 (a). Todos os três segmentos dos membros superiores mostraram tendências similares durante o ciclo de propulsão com sua energia mecânica aumentando da propulsão inicial até atingir seu pico no final da propulsão. Então, a energia mecânica total diminuiu para seu menor valor na recuperação inicial e aumentou novamente até o final da fase de recuperação. A energia mecânica total aumentou com o aumento do tamanho do aro de propulsão.

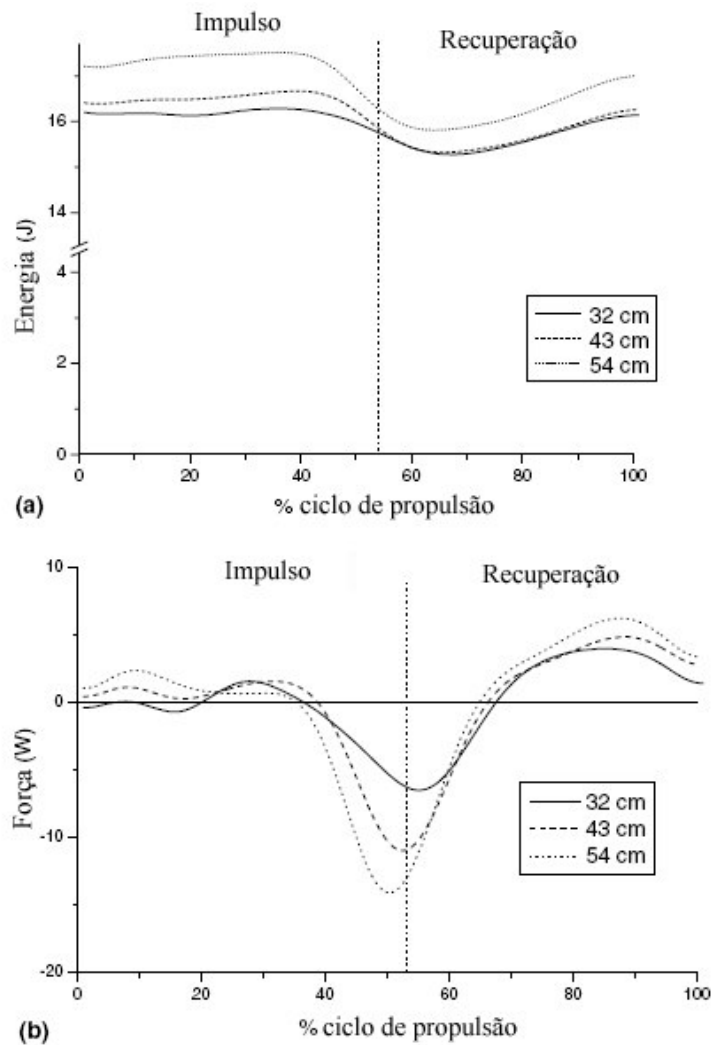


Figura 5.7 – Energia mecânica total, (a) energia e ciclo de propulsão e (b) força e ciclo de propulsão do segmento do antebraço para tamanhos diferentes de aros manuais (Van Der Woude, 1988)

A taxa de mudança da energia mecânica total, da potência mecânica, do segmento do antebraço é mostrada na Figura 5.9 (b). Para o aro grande, o antebraço teve maior potência positiva na fase inicial de impulso e potência negativa na parte final de impulso.

A Figura 5.8 ilustra os componentes do fluxo de potência para o segmento do antebraço durante a propulsão para diferentes tamanhos de aros manuais. O fluxo de potência total de um segmento é composto de uma potência translacional da articulação (P_{art}), potência rotacional do músculo nas articulações proximais e distais (P_m), e a potência devido ao peso dos segmentos (P_w). Os componentes do fluxo de potência mostraram que, com a exceção do antebraço, os componentes da potência do músculo ativo rotacional foram pequenos. Em contraste, a potência da articulação translacional foi maior. Durante a maior parte da fase de propulsão, a potência da articulação passiva proximal é positiva, p.ex. o fluxo de energia no segmento, enquanto a potência da articulação distal é negativa, p. ex. o fluxo de energia fora do segmento. No segmento do antebraço, a magnitude da potência translacional em ambas a articulação proximal e distal e a potência rotacional na articulação proximal aumentaram com o aumento do tamanho do aro manual.

A potência mecânica total e o fluxo total de potência para todos os três segmentos dos membros superiores para os diferentes tamanhos de aros manuais são mostrados na Figura 5.8. Os padrões de potência mecânica e fluxo de potência de todos os segmentos dos membros superiores foram praticamente similares. A potência é positiva no início da fase de impulso e negativa no meio e final desta fase. O pico negativo apareceu próximo ao final da fase de impulso e então o fluxo de potência aumentou e alcançou um valor positivo na metade da fase de recuperação. No geral, a potência mecânica e o fluxo de potência mostraram tendências similares. A potência positiva, no início da fase de impulso, e a potência negativa no final de fase de impulso aumentaram com o aumento do tamanho do aro de propulsão.

O trabalho realizado durante um ciclo completo de propulsão está listado na tabela 5.1. O tamanho do aro manual teve um efeito significativo em ambos os trabalhos calculados com a potência mecânica (W_m) e com o fluxo de potência (W_p). O maior tamanho de aro correspondeu ao maior trabalho realizado durante o ciclo de propulsão. W_m foi maior para o tamanho de aro

manual 0,54m, seguido pelo de 0,43m e ao final pelo de 0,32m. Da mesma forma, o trabalho calculado pelo fluxo de potência (W_p) foi maior para os aros de propulsão com tamanhos de 0,54m.

O trabalho externo produzido pelo usuário do sistema de cadeira de rodas por unidade de tempo durante a propulsão é expresso em termos do produto vetorial do momento aplicado ao eixo das rodas e da velocidade angular do aro manual. A potência externa durante um ciclo de propulsão, com os três tamanhos de aro de propulsão conforme a figura 5.8.

Durante a fase de impulso, os membros superiores e a musculatura do tronco realizaram um esforço para frente de forma que os segmentos dos membros superiores se moveram para o sentido do impulso de forma rápida. Porém, a energia mecânica total, durante esta fase, aumentou; primeiramente, devido ao aumento da energia cinética, especialmente da energia cinética translacional. Devido à restrição do movimento que a mão possui ao percorrer o contorno do aro durante a fase de propulsão, os segmentos dos membros superiores tiveram que se mover para baixo, causando a diminuição da energia potencial.

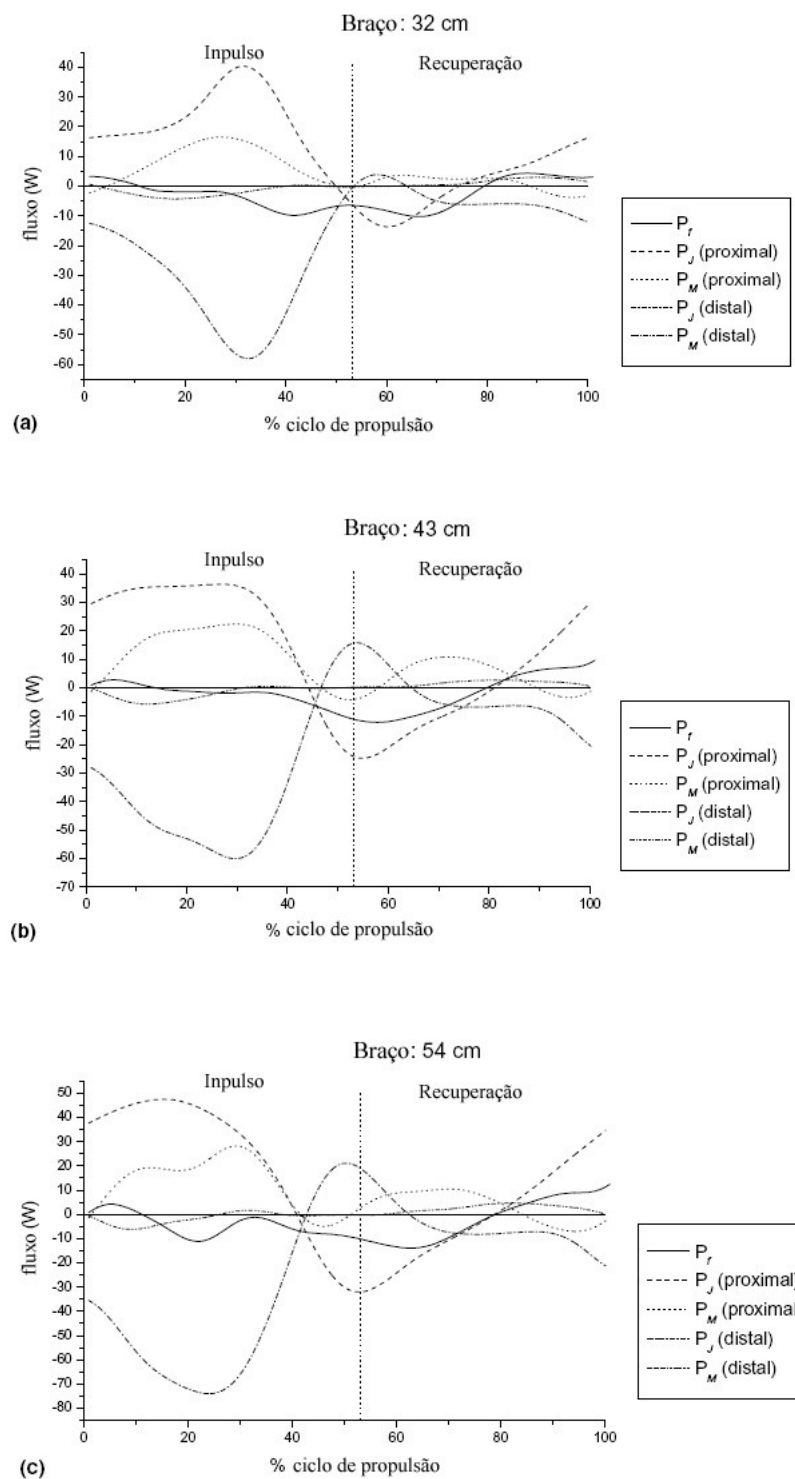


Figura 5.8 - Componentes do fluxo de potência de um segmento dos membros superiores para tamanhos diferentes de aros manuais: (a) 0,32m, (b) 0,43m e (c) 0,54m (Van Der Woude, 1988).

Durante a fase de recuperação, os segmentos dos membros superiores tiveram que ser reposicionados no aro manual para a propulsão seguinte. Os segmentos se moveram para trás e para cima lentamente, para que a restauração da energia mecânica total derivasse da energia potencial. O padrão de energia mecânica revelou uma tendência complementar durante a maior parte do ciclo de propulsão. Isto é, quando a energia cinética aumentou, a energia potencial diminuiu com o tempo. Esta tendência complementar não foi demonstrada no final da fase de propulsão devido à diminuição simultânea da energia cinética e potencial. Durante o final da propulsão, os segmentos dos membros superiores desaceleraram (para preparar o reposicionamento da mão) pela atividade muscular durante a fase de recuperação, mesmo embora os segmentos continuassem a se mover para baixo e para frente.

Tabela 5.1 - Trabalho calculado pela potência mecânica (W_m) e pelo fluxo de potência (W_p) para um ciclo de propulsão para cada tamanho de aro manual

	0.32 m	0.43 m	0.54 m	<i>F</i> value ^b	Post-hoc ^c
W_m	6.99 (2.41)	9.41 (2.50)	12.22 (4.02)	30.10*	0.54 m > 0.43 m > 0.32 m
W_p	11.68 (4.41)	13.70 (4.06)	16.47 (5.97)	10.06*	0.54 m > 0.43 m, 0.32 m

* $P < 0.001$.

Isto pode ser uma explicação potencial para a ineficiência da propulsão de cadeiras de roda com aro manual.

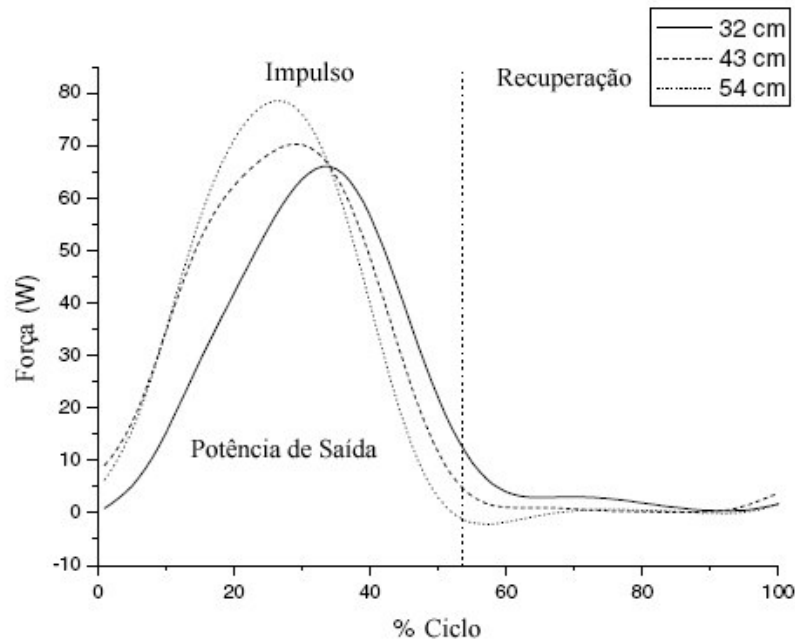


Figura 5.9 - A potência externa na propulsão de três diferentes tamanhos de aros manuais
(Van Der Woude, 1988)

Durante a fase de impulso do aro manual grande, o movimento aumenta, mas o tempo de propulsão não muda então a velocidade linear dos segmentos torna-se mais alta e a energia cinética aumenta. O aumento da energia potencial é causado principalmente pelas posições mais altas dos segmentos dos membros superiores, durante o movimento com o aro manual pequeno. Para o aro manual maior, devido a maior velocidade linear no início da fase de impulso, a taxa de aumento da energia cinética é maior. Similarmente, ao parar um movimento da mão para frente, que está se movendo a uma velocidade linear alta antes da fase de recuperação, temos uma taxa de diminuição da energia cinética maior para o aro manual grande. Além disso, uma geração maior de energia no início da fase de impulso e uma maior absorção de energia no final da propulsão são exigidas para o aro grande da cadeira de rodas.

A mudança de energia pode ser elucidada pela análise do fluxo de potência. Potência do músculo (P_m), que é o produto vetorial do momento da articulação (M) pela velocidade angular segmental (w) (Figura 5.10), é negativo quando os músculos dominantes estão contraídos. Através de estudos EMG anterior, sabe-se que o grupo de músculos é dominante durante a fase de propulsão. Durante esta fase, a energia mecânica total vem da potência muscular proximal e da

potência proximal da articulação, porém, a potência proximal da articulação pode ser devido aos flexores do tronco e da potência proximal muscular dos flexores dos ombros. Os flexores do tronco se contraem concentricamente para acelerar o movimento para frente. Ao mesmo tempo, o flexor do ombro age concentricamente para acelerar o movimento de flexão do ombro e gerar uma potência angular da junta no ombro. Estas duas potências são integradas e transferidas para o braço e mão para propulsionar a roda para frente. Durante toda a fase de impulso, a potência da articulação distal da mão foi negativa, isto é, indicando um fluxo externo. Desde a fase final de impulso à metade da fase de recuperação, o fluxo de potência da articulação é transferido para cima desde o tronco até o braço e antebraço. Isto conserva a energia dos membros superiores no tronco para o próximo ciclo de propulsão. Durante o início da fase de recuperação, o antebraço possui potência muscular proximal, a partir dos extensores dos ombros. Ele age concentricamente para estender o ombro e aumentar a energia potencial do segmento do antebraço. Durante a próxima fase de recuperação, a energia mecânica total é aumentada pela energia potencial que é suprida pela potência proximal da junta, primariamente dos flexores do tronco. Concorrentemente, os flexores do tronco se contraem para diminuir o movimento para frente do tronco. Esta potência da articulação novamente é transferida desde o antebraço para o braço e mão para o próximo ciclo de propulsão.

Durante a fase de impulso, as musculaturas nos membros superiores e no tronco funcionam para impulsionar as rodas para frente, especialmente os flexores do tronco e ombros. A literatura revela que o maior momento da articulação aparece no ombro. No segmento do antebraço, a magnitude de ambas as articulações proximais e distais e da potência muscular proximal, aumentam com o tamanho dos aros manuais. Isto implica que os flexores do ombro e tronco aumentam suas contrações para propulsionar o aro manual grande. A potência gerada por estes dois maiores grupos muscular é transferida para o antebraço e mão resultando em uma exigência de uma potência de saída maior para propulsionar o aro manual grande. Por esta razão o aumento do esforço dos flexores do ombro e tronco é a fonte do aumento da potência na articulação dos membros superiores; e o aumento da potência das articulações indica aumento das forças nas articulações e velocidades lineares destas. A potência muscular agindo no segmento do braço é muito menor do que a que age no final do antebraço. Dois fatores podem ser responsáveis por este fenômeno: (1) O momento extensor do cotovelo é menor do que o momento flexor do

ombro, e (2) a velocidade rotacional do braço são menores do que a do antebraço. Este fenômeno pode ser visto no diagrama da figura 5.2, por exemplo, a orientação do braço é mais paralela em posturas seqüenciais, quando comparada ao antebraço, durante a fase de impulso.

5.4 Conclusões

A proposta deste capítulo foi analisar os parâmetros de cadeiras de rodas manuais tais como, o diâmetro do aro de propulsão manual que poderiam afetar a eficiência da propulsão. As considerações do efeito do tamanho no aro manual na energia mecânica e no fluxo de potência durante a propulsão da cadeira de rodas foram demonstradas através de criteriosa análise biomecânica, muscular, dissipação metabólica de energia e decomposição de forças num ciclo completo de propulsão.

A conclusão destes resultados acima é que a propulsão de uma cadeira de rodas com aros manuais maiores resulta em maior dissipação metabólica. O trabalho exigido para a propulsão de um aro manual de tamanho maior é significativamente maior do que quando usado um aro manual menor. Os resultados concordam com outros autores citados, que um aro manual maior possui uma maior dissipação metabólica, devido ao aumento dos movimentos segmentais dos membros superiores e velocidade linear da mão em posição mais alta. Foi demonstrado também, que altas velocidades lineares do braço, antebraço e mãos causaram um aumento na potência mecânica. Utilizando (b) análise de fluxo de potência, conclui-se que as forças e momentos nas articulações, que são determinados pela contração muscular, também influenciam na dissipação metabólica. Na análise de energia mecânica e fluxo de potência, foi avaliado o efeito previamente relatado do tamanho do aro manual na dissipação mecânica e oferece um entendimento dentro das possíveis explicações.

A energia mecânica, cinética e potencial, dos membros superiores aumentaram com o tamanho do aro manual. Para cada segmento dos membros superiores, a força da articulação translacional e a força rotacional da articulação proximal aumentaram com o aumento do tamanho do aro manual. O trabalho feito durante o ciclo completo de propulsão com o maior tamanho de aro manual é significativamente maior do que aquele utilizado um aro manual menor.

As energias mecânicas total cinéticas e potenciais aumentaram com o aumento da velocidade linear e das posições elevadas dos segmentos dos membros superiores. Os flexores do ombro e do tronco aumentaram a magnitude de suas contrações concêntricas, durante a propulsão com o aro manual maior, devido ao aumento da exigência de força. Usando técnicas de análise da energia mecânica e fluxo de potência, avaliamos o efeito previamente registrado do tamanho do aro manual na eficiência mecânica e no relacionamento entre os dois.

Teoricamente o cálculo da taxa de mudança da energia mecânica total por segmento é igual à soma das potências nos segmentos dos músculos e articulações. Porém, erros de modelagem de forma humana e erros experimentais nos equipamentos de medida poderiam produzir discrepâncias. Os usuários de cadeira de rodas experientes podem ter fluxos de energia e potência diferentes.

Capítulo 6

Formas de Superação Autônomas de Barreiras Arquitetônicas

6.1 Conceitos de Acessibilidade

A Norma da NBR 9050 (ABNT, 2004) define acessibilidade como sendo a possibilidade e condição de alcance, percepção e entendimento para a utilização com segurança e autonomia de edificações, espaço, mobiliário, equipamento urbano e elementos.

A norma NBR 9050 é bastante criteriosa nas indicações de parâmetros que visam tornar mais fácil a transposição de obstáculos. Mas mesmo havendo normas para facilitar o acesso, os usuários da cadeira de rodas ainda encontram muitos obstáculos, como um degrau, escadas, desnível, espaços pequenos para poder entrar e sair com a cadeira.

Acessibilidade significa não apenas permitir que pessoas com deficiências participem de atividades que incluem o uso de produtos, serviços e informação, mas a inclusão e extensão do uso destes por todas as parcelas presentes em uma determinada população, com restrições as mínimas possíveis.

A acessibilidade significa viabilizar o direito constitucional a todos os cidadãos de ir e vir, visando assim à eliminação de barreiras arquitetônicas, de transporte e de comunicação.

Para identificar a acessibilidade das edificações, do mobiliário, dos espaços e dos equipamentos urbanos, como as vagas de estacionamento e o sanitário, são usados os símbolos internacionais de acesso. A representação consiste em pictograma branco sobre fundo preto como mostra na Figura 2.2.



Figura 6.1 Símbolo Internacional de Acesso

Apesar de leis e legislações, no dia-a-dia, os portadores de necessidade especial, idosos e pessoas com dificuldades de locomoção sofrem com a ausência de acessibilidade em ambientes públicos, como elevadores, rampas, escadas e rebaixamento nas calçadas e em transportes públicos.



Figura 6.2 - Dificuldades com a acessibilidade (Manual de Referência, 2006)

Tabela 6.1 – Dimensões recomendadas para rampas segundo a ABNT 9040

Inclinação Admissível	Desnível máximo de um único Seg. de Rampa	N. Total Permitido de segmento de rampa	Desnível total de rampa acabada	Comprimento máximo de um único segmento de rampa	Comprimento total de rampa permitido	Uso
1:8 ou 12.5 %	0.183 m	1	0.183 m	1.22 m	1.22 m	Nota 1
1:10 ou 10%	0.274 m	1	0.274 m	2.1 m	2.1 m	Nota 2
1:12 ou 8.33%	0.793 m	2	1.5 m	9.15 m	18.3 m mais patamar	Nota 3
1:16 ou 6.25 %	0.793 m	4	3.0 m	12.2 m	48.8 m mais patamar	Nota 3

Nota 1: Rampas curvas quando for impossível executar rampa de 1:12 ou 1:10 devido a acesso difícil.

Nota 2: Rampas curvas quando for impossível executar rampa de 1:12 por causa de local difícil.

Nota 3: Rampas curvas ou rampas.

As rampas são sem dúvidas uma barreira arquitetônica que muitas vezes visam ajudar ao usuário de cadeira de rodas, mas que por não seguirem os padrões recomendados pela ABNT 9050, acaba tornando-se mais um empecilho ao livre acesso do usuário de cadeira de rodas.

Como regra geral as rampas deve ter largura mínima de 1.5 m e sua inclinação deve respeitar a tabela 1.4 abaixo. Além disso, o piso deve ser antiderrapante, com corrimão e patamares intermediários quando houver mudança de direção na rampa.

Obviamente quanto mais inclinada a rampa maior são os momentos necessários nos membros superiores para que o usuário consiga superá-la.

Sendo assim Sabrick et al. (1999) demonstrou através da figura (4.1) que os valores aumentam drasticamente para rampas com elevação superior à 1:20, a variável WPSR, é a porcentagem de momentos nas juntas utilizados na propulsão em relação ao momento máximo de um teste de esforço isométrico e em relação ao peso do usuário. Mostra também que os valores WPSR para o cotovelo e o pulso não chegam a ultrapassar 100% e que realmente o membro que mais afetado é o ombro.

6.2 Barreiras

Existem várias barreiras e obstáculos que dificultam, limitam e impedem o acesso, a locomoção, o entendimento, a percepção ou a utilização, de qualquer pessoa a estes espaços com autonomia e segurança.

Antigamente, técnicos e especialistas envolvidos com as condições de movimentação das pessoas com deficiência começaram a buscar termos e definições para seus estudos, todo tipo de obstáculo era classificado como “barreira arquitetônica”. Por muito tempo, este foi o termo utilizado para indicar a existência destes obstáculos que impediam as pessoas com deficiência de se locomoverem no espaço da cidade.

Barreira, segundo a Lei Federal nº 10.098 de 19 de dezembro de 2000 é "qualquer entrave ou obstáculo que limite ou impeça o acesso, a liberdade de movimento e a circulação com segurança das pessoas”.

As barreiras podem ser classificadas em:

- Barreiras arquitetônicas urbanísticas: as existentes nas vias públicas e nos espaços de uso público;



Figura 6.3 Buraco na calçada e rampa inadequada de mobiliário urbano que dificulta a circulação do usuário de cadeira de rodas. (Manual de Referência, 2006)

- Barreiras arquitetônicas nos transportes: as existentes nos meios de transporte;



Figura 6.4 Usuários de cadeira de rodas encontram como barreiras os degraus de ônibus. (Manual de Referência, 2006)

- Barreiras nas comunicações: qualquer obstáculo que dificulte ou impossibilite a expressão ou o recebimento de mensagens por intermédio dos meios ou sistemas de comunicação, são

obstáculos gerados por avanços tecnológicos que não atenderam às limitações na mobilidade de algumas pessoas, limitando ou impedindo a acessibilidade aos espaços, objetos, determinados aparelhos, às comunicações, ao deslocamento, ao entendimento de certas situações.

6.3 Rampas

Uma alternativa para os indivíduos com inaptidões de mobilidade são as rampas que lhes permitem entrar e sair das casas e edifícios.

As rampas devem ter inclinação de acordo com os limites estabelecidos pela norma NBR 9050 (Ver Tabela 1.3 e Figura 1.4), nos quais as melhores inclinações estão entre 1:20, no máximo 1:12 e a inclinação de 1:15 é a mais utilizada devido a facilidade do uso, as rampas mais íngremes os usuários da cadeira de rodas podem inclinar para trás ou perder o controle. E a rampa deve possuir uma largura mínima de 1,5m.

Tabela 6.2 - Dimensionamento das rampas (NBR 9050).

Inclinação admissível em cada segmento de rampa i %	Desníveis máximos de cada segmento de rampa h m	Número máximo de segmentos de rampa
5,00 (1:20)	1,5	Sem limite
$5,00 (1:20) < i \leq 6,25 (1:16)$	1,00	Sem limite
$6,25 (1:16) < i \leq 8,33 (1:12)$	0,8	15

Logo o usuário de cadeira de rodas para subir uma rampa necessita despende muito esforço. Por isso deve haver lugares de descanso entre uma rampa e outra para que ele possa descansar, ou seja, patamares com uma largura mínima de 1,20m, sendo recomendáveis 1,5m.

Devem ser instalados corrimãos em duas alturas e nos dois lados das rampas, sempre se observado o acabamento das extremidades. Os corrimãos das extremidades devem ser contínuos, sem interrupção nos patamares.

No caso das rampas não possuírem paredes, devem ser colocadas guias de balizamento com altura mínima de 5 cm, devendo sempre sinalizar o início e o fim da rampa.

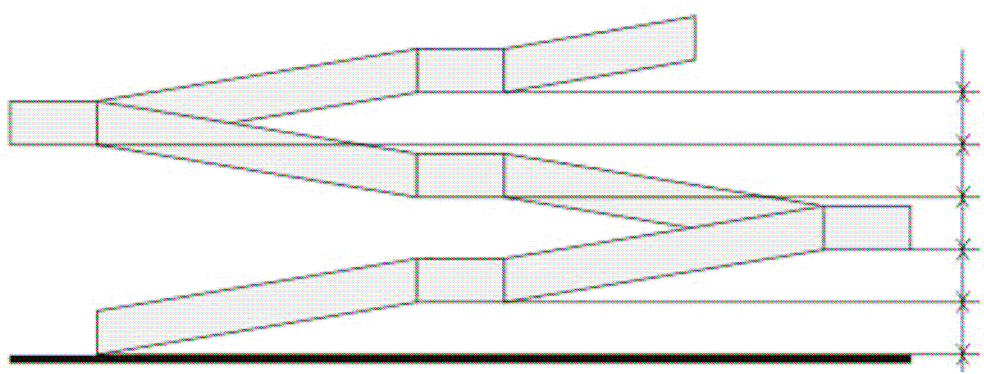


Figura 6.5 - Rampa e patamares (NBR 9050).

6.4 Portas

Os usuários de cadeira de rodas manuais ou motorizadas enfrentam um obstáculo ainda comum nas suas atividades de vida diária. Segundo a norma ABNT 9050 o vão de porta livre deve ter no mínimo 0.8 m e ajustada para abrir completamente. A norma além disso, orienta como devem ser estas portas.

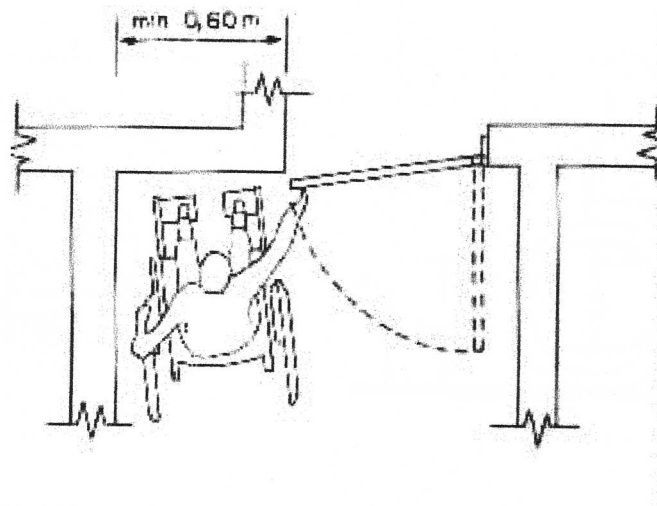


Figura 6.6 – Recomendação para dimensionamento do vão livre das portas segundo ABNT 9050.

No apêndice 2 encontram-se mais informações sobre as normas (NBR 9050).

6.5 Formas Existentes de Superação de Barreiras

Nas últimas décadas muitos mecanismos foram propostos para a superação de barreiras através de alavancas. Uma revisão desses mecanismos que promovem a superação de barreiras como rampas são diversificadas em relação aos tipos de alavancas, trajetória do movimento e exigência muscular.

A patente de origem dos EUA de número 4,460,190 do inventor Erick M. Spiess (1984) é um mecanismo alternativo de propulsão de cadeira de três rodas. Duas das rodas são rodas guias e uma única roda é a roda propulsora. A cadeira de rodas é propulsionada através do uso de uma corrente guia adaptada à estrutura. É operada manualmente pelo uso de alavancas adaptadas a estrutura da cadeira.

Adjacente a estrutura das alavancas encontra-se o assento do usuário de cadeira de rodas. O assento é de uma estrutura que suporta e absorve impactos. As alavancas estão anexadas a um mecanismo de direção que através de um movimento lateral das alavancas, faz com a estrutura da cadeira de rodas sejam guiadas em relação à orientação das alavancas. Uma montagem de roda giratória separada é para ser manualmente movida a posições de direção das rodas. Este movimento permite um giro de 360 graus da cadeira no mesmo lugar. Esta cadeira de rodas foi projetada para uso externo que pode ser manualmente propulsionada com o mínimo de esforço.

Apropriada para facilitar no uso de passeios de longas distâncias, com a capacidade de superação de rampas.

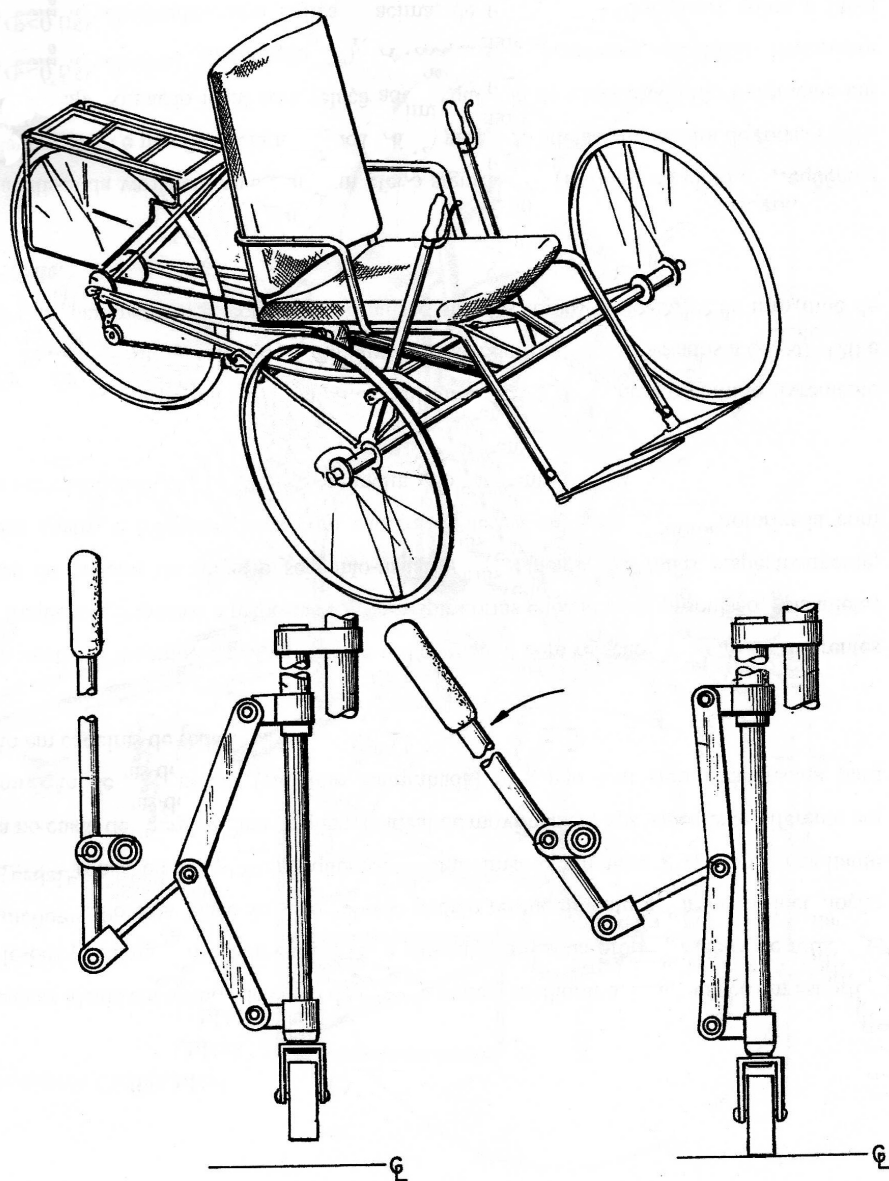


Figura 6.7 – Patente 4,460,190 do inventor Erick M. Spiess (1984)

A patente de origem dos EUA de número 5,865,455 do inventor William Gregory Taylor (1999) é um mecanismo alternativo de propulsão refere-se a uma cadeira de rodas propulsionada por alavancas conectadas às rodas de direção com correntes de bicicleta com proporção variável do grupo de câmbio da parte traseira.

A cadeira de rodas de propulsão convencional requer que o usuário utilize os aros de propulsão anexados às rodas traseiras da cadeira. É um ineficiente meio de locomoção. Promove somente a proporção 1:1 da distância percorrida da distância executada. Várias tentativas foram feitas para melhorar este modelo com sucesso bem limitado. Várias invenções empregam o uso de alavancas para que o usuário execute o esforço de propulsão.

Este mecanismo alternativo de propulsão para cadeira de rodas, melhora a habilidade do usuário na propulsão da cadeira com menos esforço, maior velocidade, e por mais tempo. Os mecanismos usados neste projeto diminuíram as tensões nas articulações do ombro e minimizam a doença degenerativa da articulação freqüentemente acompanhando do uso prolongado da cadeira de rodas.

Uma vez que a bicicleta é o mais eficiente veículo terrestre de força humana, uma cadeira de rodas pode ser criada com mais eficiência adaptando uma tecnologia de bicicleta atual para ser usada na cadeira de rodas.

Esta cadeira é propulsionada através do uso de duas alavancas propulsoras, que o usuário empurra para frente. As catracas anexadas a estas alavancas permitem que o usuário retraia as alavancas para a posição inicial sem resistência.

A força é transmitida das alavancas por uma corrente de bicicleta para a roda traseira de velocidade múltipla. As proporções do mecanismo múltiplo se tornam possíveis apenas mudando a corrente de direção para dentes de engrenagem de tamanhos diferentes com um mecanismo descarrilador.

O giro é realizado da mesma maneira que é feito com cadeira de rodas padrão. Uma roda é empurrada mais que a outra, ou a força de freio é aplicada a um, enquanto a outra é empurrada. Frear se torna efetivamente possível usando um calibrador similar semelhante àqueles usados numa típica bicicleta.

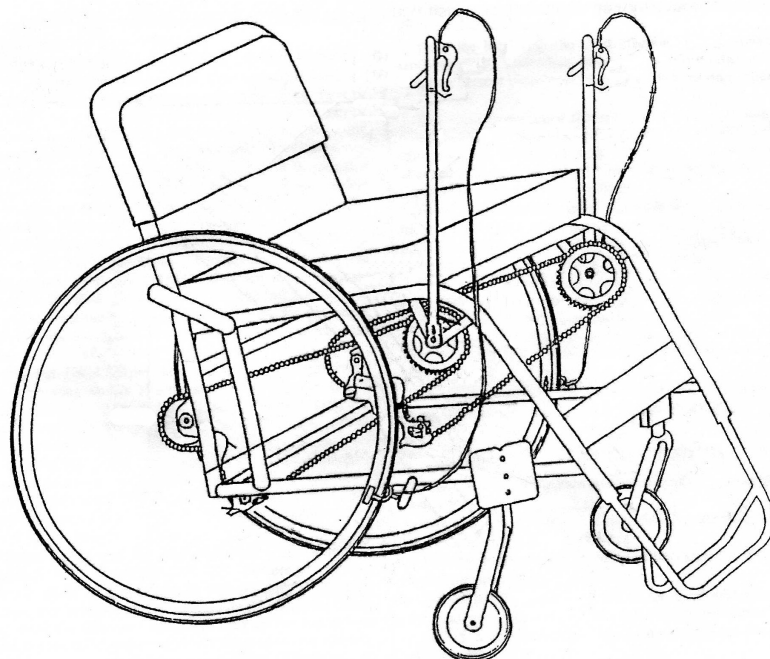


Figura 6.8 – Patente 5,865,455 do inventor William Gregory Taylor (1999)

A patente de origem dos EUA de número 5,941,547 do inventor Carl F. Drake, (1999) apresenta um mecanismo alternativo de alavancas manualmente ativadas. Estas são propulsionadas pelo usuário em cada lado da estrutura da cadeira. Cabos guias conectam cada alavanca a uma roldana que por sua vez, age através de uma embreagem de direção única. Para esta ativação do mecanismo durante o esforço de propulsão, a alavanca traciona o cabo guia. As embreagens permitem um movimento livre da cadeira, durante a aplicação da força propulsora.

Um sistema de molas de recuo enrola o cabo na roldana durante o esforço de retorno da alavanca. O ponto de fixação do cabo na alavanca é mudado quando propulsionar a alavanca, para mudar a proporção do movimento da alavanca para o movimento da roda. O controle de direção é obtido pela aplicação diferenciada da força nas rodas através de uma seletiva roda de freio. Para uma simples operação, um eixo único é utilizado por ambas às rodas. O controle de direção é provido de um diferente freio de roda, com alavancas de controle dos freios, para cada roda montada na única alavanca de força manual.

Em uma típica cadeira de rodas manualmente ativada, o ocupante da cadeira segura às rodas maiores da cadeira e as gira na direção desejada no movimento da cadeira. A força de

empunhadura normalmente é anexada do lado de fora das grandes rodas para facilitar o procedimento. Este procedimento requer um movimento braçal para baixo e para frente que tende a levantar e empurrar o operador contra o encosto da cadeira. Esta cadeira de rodas é constituída de rodas grandes para proporcionar uma vantagem mecânica necessária, para converter a força do ocupante em propulsão e mover a cadeira sobre superfícies irregulares.

A propulsão é provocada empurrando e puxando para frente e pra trás uma ou mais alavancas manuais que são conectadas de forma giratória à estrutura da cadeira. O movimento das alavancas fornece força para as rodas apenas nos movimentos de empurrar. O movimento de retorno não propulsiona as rodas.

O movimento requerido dos braços na propulsão através das alavancas manuais produz movimentos de anterioridade e posterioridade do tronco do em relação ao ângulo do encosto da cadeira de rodas. Já que essas forças não tendem a levantar o usuário, o centro de gravidade da combinação, cadeira e usuário, não é modificado.

Uma forte característica deste mecanismo alternativo são as grandes rodas guias da cadeira equipadas com pneus de “Mountain Bike” para permitir a transposição de degraus, rampas e outros obstáculos na superfície.

Outra característica importante desta cadeira de rodas é que a sua estrutura oferece resistencia contra o esforço de propulsão do usuário. Desta forma um forte usuário pode exercer força sobre a alavanca ultrapassando seu próprio peso. Em contraste, as forças dispensadas pelo usuário de uma cadeira de propulsão manual convencional tende a levantar o usuário fora do assento da cadeira de rodas. Isto limita a força de propulsão aplicada na cadeira. Mesmo quando o usuário esta bem preso a cadeira. O esforço de propulsão, empurrar para baixo e para frente de uma cadeira de rodas convencional limitam o esforço que o usuário exerce sobre as rodas.

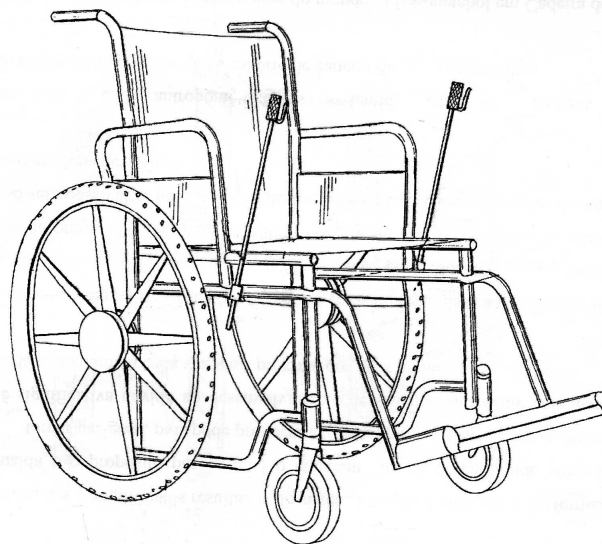


Figura 6.9 – Patente 5,941,547 do inventor Carl F. Drake, (1999)

A patente de origem dos EUA de número 6,755,430 do inventor apresenta uma proposta de um mecanismo alternativo que constitui de um jogo de engrenagens, que é montado no cubo das rodas traseiras da cadeira de rodas. O jogo de engrenagens inclui união a uma área da mão da cadeira para prover uma fácil substituição entre as rodas dianteira, traseira e neutra. A área da mão permite que a força seja transferida para as rodas através dos braços do usuário para propulsionar a cadeira de rodas.

O objetivo deste mecanismo alternativo é prover uma cadeira de rodas, abrangendo, em combinação: uma estrutura; um assento na referida estrutura; um par de rodas guias na referida estrutura; um par de rodas de direção na referida estrutura; um par de braços de direção ligados às rodas de direção; e meios de transmissão ligados entre os referidos braços de direção e as rodas referidas. Isto produz movimentos tanto para frente como reverso sobre a ativação dos braços de alavancas, minimizando o esforço de propulsão e preservando a integridade das articulações de lesões.

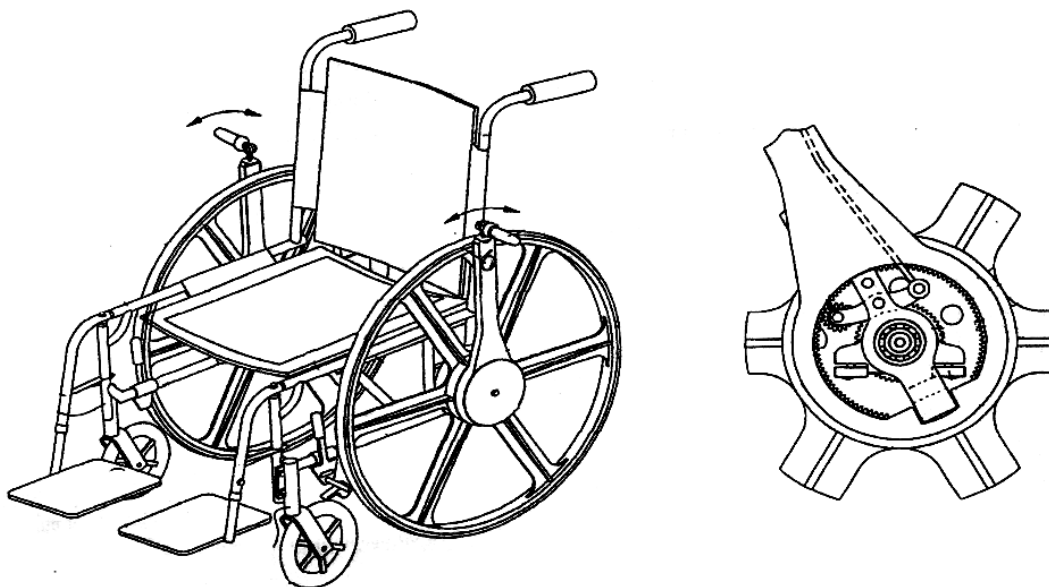


Figura 6.10 – Patente 6,755,430 do inventor Brian M. Watwood, (2004).

A patente de origem dos EUA de número 6,893,035 do inventor Watwood,et al (2005) apresenta um mecanismo alternativo de propulsão, através de um sistema de engrenagem de carga a uma transmissão de direção.

A instrumentalidade é operativamente interligada com um conjunto de câmbios em avanço e em reverso para promulgar a substituição pela virtude da pluralidade dos rolamentos cilíndricos. Cada qual provê uma biela de direção entre um conjunto de câmbios. A pluralidade dos roladores está inclinada em uma das duas direções contra molas de pressão que dita à direção guia. Como consequência disso, é exigido reduzido trabalho para substituir a pluralidade dos rolamentos de uma primeira orientação para uma segunda orientação meramente contra a mola de pressão que, até aqui, reverte a direção. Uma terceira orientação intermediária dos roladores é possível porque define uma posição neutra.

Esse invento propõe um mecanismo de direção da cadeira de rodas, combinando: uma alavanca com uma empunhadura e uma direção no final, uma roda, uma transmissão interposta

entre a alavanca e a roda incluindo meios para parcializar a transmissão em uma direção para frente ou uma direção reversa, com os meios acoplados à uma alavanca e uma empunhadura.

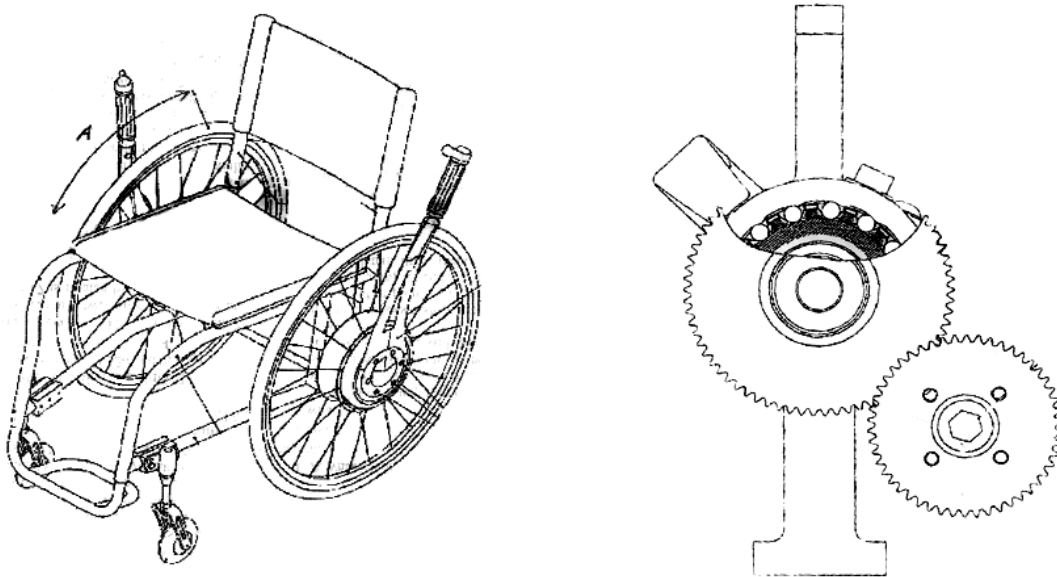


Figura 6.11 – Patente 6,893,035 do inventor Watwood,et al (2005).

A patente de origem dos EUA de número 2006/0170182 do inventor Markin Kevin Mittelstaedt, (2006), propõe um mecanismo alternativo de direção e propulsão da cadeira de rodas. Este mecanismo consiste em posições de sentido único montados sobre o eixo coaxial de direção com as rodas de direção de uma cadeira de rodas. As alavancas de direção são adaptadas a estes eixos, superfícies de freios de fricção, do lado das alavancas de direção próximo às rodas de direção da cadeira de rodas. As alavancas de direção são empurradas pelo usuário, mantendo uma empunhadura contínua. Empurrando-se as alavancas de direção, a cadeira de rodas é propulsionada para frente.

As posições de sentido único permitem que as alavancas retornem-se livremente à posição de onde poderão ser empurradas novamente. Deste modo o usuário move a cadeira para frente, sem ter que segurar empurrar e soltar de forma sequencial, recuperando a posição inicial de propulsão da alavanca. As superfícies de freios no compartimento interno das alavancas são ativadas pressionando as alavancas contra as rodas. Isto diminui a velocidade da cadeira com ambos os freios, ou usando um só freio para virar.

Este sistema é adaptado à roda de direção principal, ou, em outro modelo, é incorporado dentro dos cubos das rodas de direção principal da cadeira de rodas para facilitar a operação manual da cadeira de rodas. Usando uma alavanca fixada a uma posição de embreagem de sentido único, no qual o centro da posição está co-axial com o eixo da cadeira de rodas. A cadeira de rodas é guiada e propulsionada empurrando a alavanca para frente.

Nesta proposta de mecanismo alternativo de propulsão, uma posição de sentido único sentido é montada na armação anexada aos raios das rodas traseiras, de tal forma que o movimento para frente da referida posição está na mesma direção da roda de direção. Esta armação está anexada à roda da cadeira por alças de direção. A referida armação também contém eixos de direção que se estendem através do centro da posição, e um meio de ligação ao final do eixo de direção com o propósito de anexar a alavanca. Em outras propostas de mecanismos, o alojamento de direção está integrado dentro do cubo da roda, e separa as alças de direção que são desnecessárias.

Este é um sistema de direção e de propulsão de cadeira de rodas contendo uma posição de embreagem de sentido único permanentemente montado em uma armação. Um eixo de direção que se estende, e coaxial com, a posição de embreagem e roda de direção da cadeira de rodas. O meio de fixação da referida posição de embreagem coaxial com o cubo do eixo da roda de direção da cadeira de rodas, é através da alavanca de direção. Esta vai junto com o eixo de direção, e uma superfície de freio do lado da alça de direção próxima a roda de direção da cadeira de rodas.

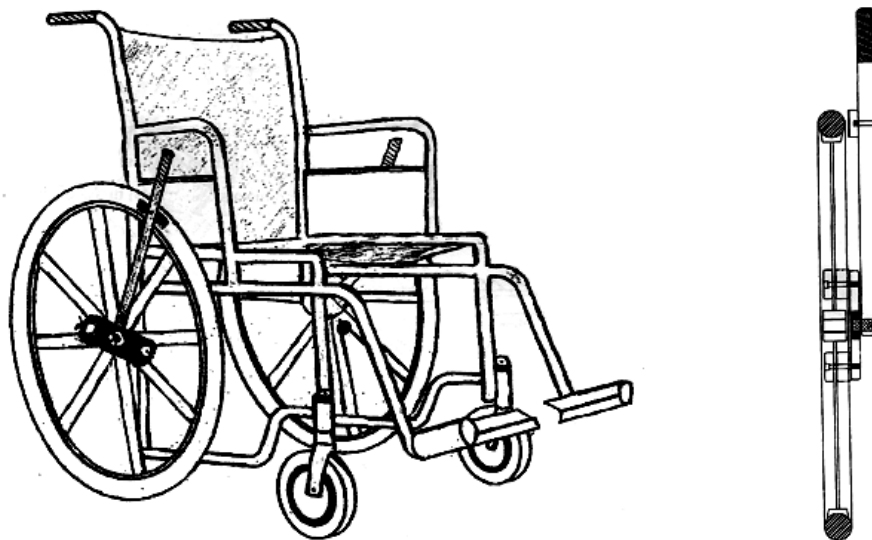


Figura 6.12 – Patente 2006/0170182 do inventor Markin Kevin Mittelstaedt, (2006).

6.6 Conclusão

A proposta deste capítulo foi uma revisão das patentes existentes dos diversos mecanismos alternativos de propulsão manual.

Esses variados mecanismos alternativos na sua maioria se preocupam na minimização do esforço de propulsão, preservação da integridade de estruturas ósseo-muscular, manutenção do centro de gravidade cadeira-usuário e vantagem mecânica através de estratégias de propulsão.

Essa estratégia de propulsão tem na sua essência alavancas, sistemas de embreagens de sentido único, correntes semelhantes à utilizada em bicicletas, catracas, cabo guia e biela de direção.

Todos esses recursos objetivam a eficiência da propulsão e a superação de barreiras do tipo rampa, pisos irregulares e períodos prolongados de propulsão na cadeira de rodas.

No próximo capítulo será apresentado mais um mecanismo alternativo dentre os existentes com semelhantes objetivos e propostas porém, de utilização específica para a superação de rampas.

Capítulo 7

Proposta de um Mecanismo Manual Alternativo

Introdução

A maioria dos usuários de cadeira de rodas tem pouco ou nenhum uso funcional de suas extremidades inferiores, mas tem integridade de todo o restante da função corporal. A cadeira de rodas convencional exige um esforço muscular do usuário, a fim de conduzir à cadeira de rodas através de impulsos nos aros de propulsão anexados as rodas da cadeira.

Esta forma convencional de condução de cadeira de rodas é também um ineficiente meio de propulsão. Várias tentativas foram feitas para melhorar este padrão de propulsão manual de cadeira de rodas, no entanto com sucesso bem limitado.

Os movimentos dos ombros e braços na propulsão no aro da cadeira de rodas, que são requeridos e indesejáveis por que eles utilizam um grupo muscular do ombro, muito vulnerável a lesões que é denominado de manguito rotador.

A proposta de um mecanismo alternativo de propulsão é oferecer ao usuário de cadeira de rodas, mais uma estratégia de superação de barreiras arquitetônicas do tipo rampas.

Este mecanismo, através de alavancas manualmente ativadas pode avançar na superação de rampas de até 8°.

O objetivo deste mecanismo alternativo de alavancas é proporcionar um ciclo de propulsão com mais manobrabilidade, menos consumo de energia, menor esforço muscular, menor alteração do centro de gravidade do sistema e subsistema cadeira-usuário e minimização da tensão das estruturas do ombro e, portanto menos efeitos deletérios.

7.1 A propulsão através de alavancas

Na figura 7.1 já citada no capítulo 3, observa-se o movimento não ideal do usuário de cadeira de rodas no momento da propulsão convencional em função da força tangencial aplicada no aro.

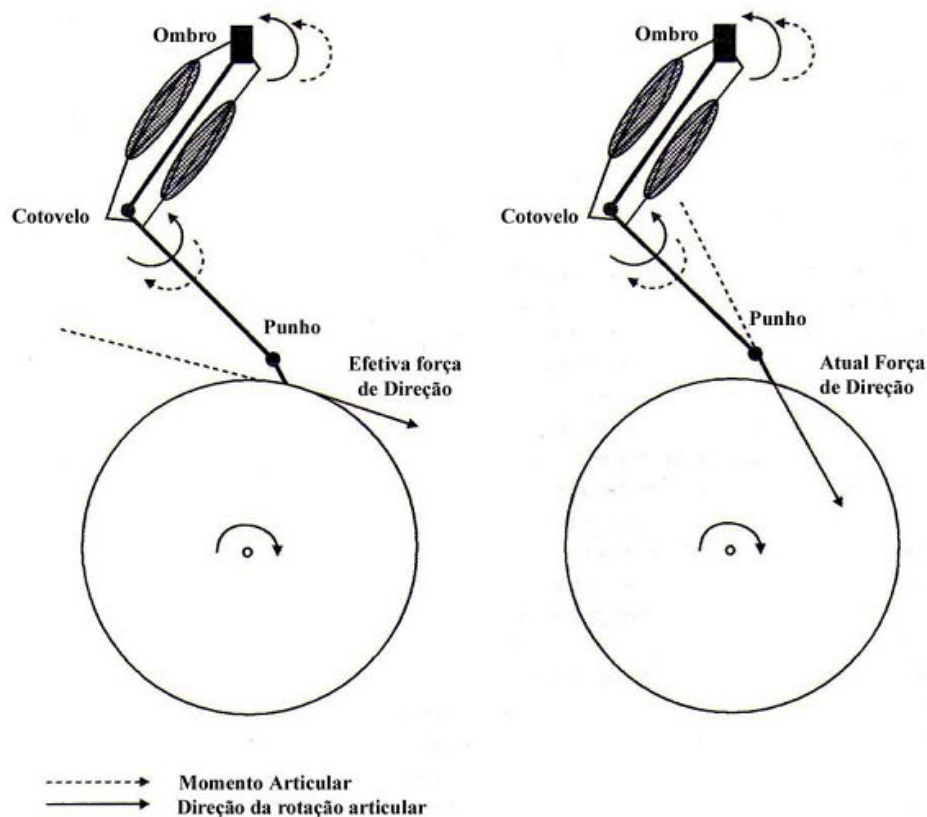


Figura 7.1 – A relação entre a direção da força e os torques das articulações do ombro e do cotovelo. Vanlandewijck, (2001).

O movimento de propulsão convencional nos aros é ineficiente do ponto de vista biomecânico como é ilustrado na figura 7.2 que ilustra a trajetória dos membros superiores. Esta trajetória descrita anteriormente no capítulo 5.

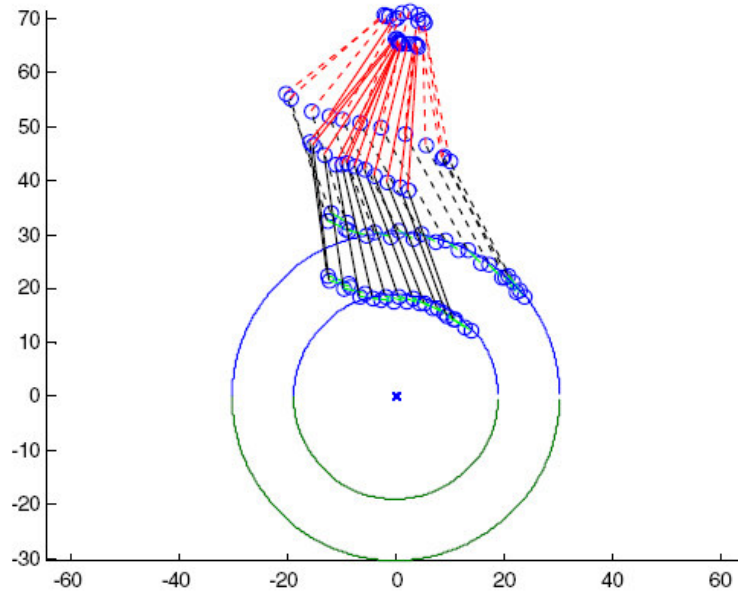


Figura 7.2 – Trajetória dos membros superiores durante a propulsão (linha sólida: 0,32m; Linha pontilhada: 0,54m) (Vanlandewijck, 2001)

Uma condição ideal seria que o usuário de cadeira de rodas não utilizasse o tronco como potencializador da propulsão. Assim quando o usuário de cadeira de rodas utiliza às alavancas manualmente ativadas a cadeira progride na superação da rampa. Nisso é auxiliada pelo maior comprimento do braço de alavanca em relação aos aros. Esta posição mais eficiente, biomecanicamente correta e com maior força efetiva pois utiliza os músculos mais potentes da cintura escapular, que é a ideal para a propulsão como discutido no capítulo 3.

Uma característica deste mecanismo é que a cadeira de rodas pode subir uma rampa e não descer quando a alavanca retorna. Assim o sistema permite que a cadeira permaneça em posição estacionária no momento da superação da rampa. A cadeira permanece estacionária só quando a alavanca retorna antes de retomar o esforço de subida. Assim, o mecanismo desenvolvido acopla

um tipo de embreagem seletiva ou roda livre, que libera o movimento somente quando o esforço de subida é aplicado.

Em seguida ao retornar os braços o sistema seletivo impede a cadeira de retornar, esperando o próximo ciclo. Este procedimento deve ser possível tanto em subidas quanto em descidas, por questão de segurança pessoal do usuário. Deve-se permitir também a possibilidade de reverter o movimento durante a subida, ou seja, retornar na mesma posição da subida, ou durante a descida, ou seja, subir novamente na mesma posição. O dispositivo para selecionar a posição de avanço ainda deve ser aperfeiçoado, mas o sistema de embreagem seletiva já desenvolvida é um passo importante nessa direção.

7.2 Métodos de Requisitos dos Clientes em Relação ao Mecanismo Alternativo

Nesta etapa as necessidades dos usuários de cadeira de rodas podem ser arroladas, classificadas e agrupadas em categorias de acordo com o seguimento do produto e com as afinidades. Estas necessidades dos usuários cadeira de rodas obtidas através de coleta de dados poderão sofrer interpretação pela equipe do projeto. Através destes métodos aplicados, será possível observar a importância dada pelos usuários de cadeira de rodas a este mecanismo alternativo de superação de rampas, e que permita a propulsão convencional.

Os requisitos do cliente são valorados pelos usuários através de atribuições de notas a cada necessidade, sendo (5) para requisito muito importante, (3) para requisito importante e (1) para requisito pouco importante. O resultado obtido é apresentado nas Figuras 7.3 e 7.4, juntamente com os requisitos dos clientes que foram utilizados como entrada no QFD (Quality Function Deployment), utilizados nos estudos de Alvarenga, 2002.

7.3 Definição de requisitos de projeto do produto alternativo

Os requisitos dos clientes são traduzidos em requisitos de projeto mensuráveis, agrupados e hierarquizados. E para isso utilizou-se como ferramenta de apoio a matriz da Casa da Qualidade do QFD, como demonstrado na Tabela 7.1 (Alvarenga, 2002).

Relação: Requisito do usuário x Requisito de projeto • Forte = 9 ▲ Média = 3 ○ Fraca= 1					Requisitos de Projeto																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																						
					Requisitos dos Usuários																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																						
Produto	Preço	Ter preço acessível																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																									</

Figura 7.4 – Casa da Qualidade – cadeira de rodas (adaptado de Alvarenga, 2002).

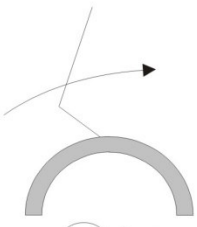
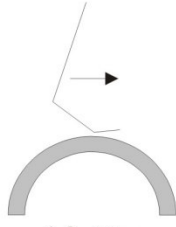
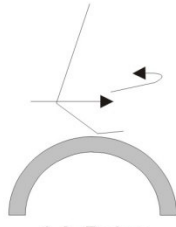
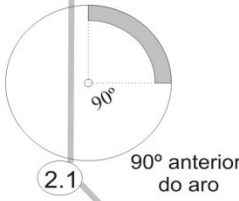
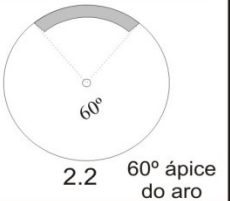
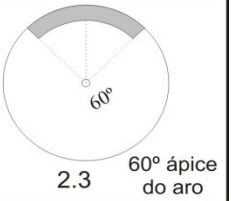
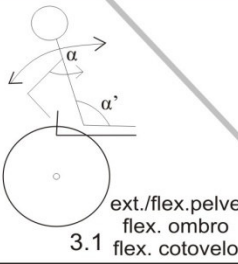
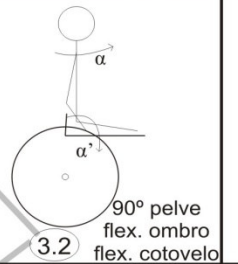
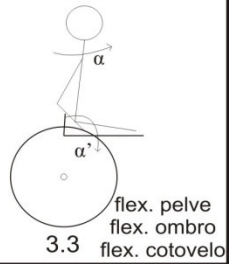
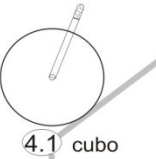
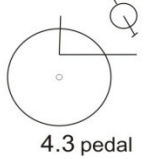
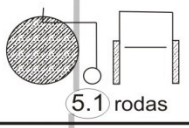
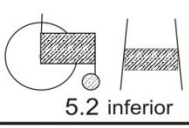
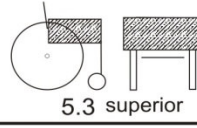
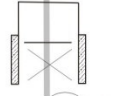
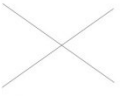
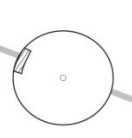
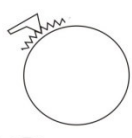
Tabela 7.1 - Especificações de projeto para o desenvolvimento de um sistema de motorização para cadeiras de rodas, ordenadas segundo a classificação obtida pelo QFD (Alvarenga, 2002).

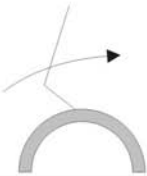
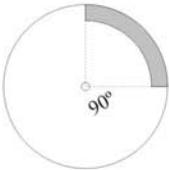
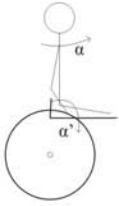
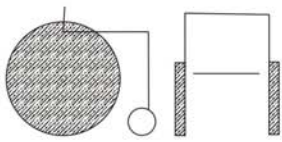
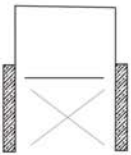
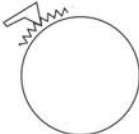
	Requisito	Objetivo	Meta	Saídas indesejadas
1	Custo do produto	Minimizar o custo do equipamento	≤ R\$ 1.000,00	
2	Tamanho da trava	Facilitar o encaixe do sistema	-	
3	Peso do sistema	Minimizar o peso do conjunto (cadeira +sistema motorizado)	≤ 18Kg	
4	Distância máxima na regulagem	Adaptar o sistema motorizado ao maior número possível de cadeiras manuais	-	
5	Torque	Melhorar a eficiência do sistema em subidas de rampas	≥ 25 N.m	
6	Tempo de montagem	Minimizar o tempo de montagem do sistema na cadeira	≤ 1 min.	
7	Projeto robusto	Maximizar a confiabilidade do equipamento	-	Aumento no custo do equipamento
8	Volume do sistema	Minimizar o volume ocupado pelo sistema	≤ 0.37m -alt. ≤ 0.4 m larg. ≤ 0.4 m comp	
9	Ângulo da garra da trava	Maximizar o número de cadeiras de rodas que podem ser adaptadas	-	
10	Tamanho do diâmetro das rodas	Maximizar a velocidade e o torque aplicado	≥ 0.95 m	Aumento no custo do equipamento
11	Distância entre as garras da trava	Maximizar o número de cadeiras de rodas que podem ser adaptadas		
12	Tamanho	Minimizar as dimensões totais do sistema	≤ 0.4 largura	Aumento no custo do equipamento
13	Distância entre eixos	Maximizar a estabilidade do conjunto (cadeira +sistema)		
14	Ângulo entre sistema e cadeira	Maximizar o torque aplicado e a eficiência do sistema	-	
15	Distância mínima da regulagem	Maximizar o número de cadeiras de rodas que podem ser adaptadas		
16	Tempo de desmontagem	Minimizar o tempo de desmontagem do sistema da cadeira	≤ 1min.	
17	Especificar componentes padronizados	Minimizar o custo do produto e facilitar a reposição de peças	-	
18	Tempo de duração da bateria	Maximizar o tempo de uso do sistema	≥ 12 h	Aumento no custo e tamanho do sist.

19	Nível de rotação no eixo	Maximizar a eficiência do freio do sistema	≤ 100 rpm	Aumento no custo do equipamento
20	Coefficiente de atrito da roda	Maximizar a eficiência na subida de rampas e ultrapassagem de obstáculo	≥ 0.6	
21	Nível de confiança	Maximizar a confiabilidade do sistema	$\geq 98\%$	Aumento no custo do equipamento
	Coefficiente de amortecimento	Minimizar o impacto causado ao usuário pelo terreno	-	
22	Velocidade	Maximizar a velocidade do sistema	≥ 7 Km/h	
23	Nível de sensibilidade no controle	Maximizar o número de usuários que possam utilizar o sistema	-	Aumento no custo do equipamento
	Distância entre a mão e o controle	Maximizar o número de usuários que possam utilizar o sistema	-	
24	Nível de contraste de cor	Maximizar o número de usuários que possam utilizar o sistema	-	
25	Dureza do material das rodas	Minimizar a manutenção nas rodas	-	
26	Tamanho do controle	Maximizar o número de usuários que possam utilizar o sistema, podendo ter vários tipos de controle	-	
	Nível sonoro de indicação	Maximizar o número de usuários que possam utilizar o sistema	≤ 80 db	
	Nível de contraste de informação	Maximizar o número de usuários que possam utilizar o sistema	-	
27	Força de aplicação no controle	Maximizar o número de usuários que possam utilizar o sistema	-	Aumento no custo do equipamento

7.4 Estudo de Viabilidade do Produto

I. Quadro Morfológico / Propulsão Manual

Parâmetros	Opções		
1. Padrões de Propulsão	 1.1 Arco	 1.2 Slop	 1.3 Dslop
2. Força Efetiva	 2.1 90° anterior do aro	 2.2 60° ápice do aro	 2.3 60° ápice do aro
3. Biomecânica	 3.1 ext./flex.pelve flex. ombro flex. cotovelo	 3.2 90° pelve flex. ombro flex. cotovelo	 3.3 flex. pelve flex. ombro flex. cotovelo
4. Mecanismos Alternativos	 4.1 cubo	 4.2 chassi	 4.3 pedal
5. Áreas de Volume	 5.1 rodas	 5.2 inferior	 5.3 superior
6. Portabilidade	 6.1 dobrável	 6.2 não dobrável	 6.3 não dobrável
7. Frenagem	 7.1 frenagem	 7.2 atrito	 7.3 cremalheira

II. Alternativas 	Soluções O contato das mãos é mais uniformemente distribuído nos aros, o que não altera a posição do usuário no encosto e no assento.
	No final da fase de impulso é onde se tem o máximo da força efetiva para baixo anterior e para baixo dos aros.
	O tronco é poupado de movimentos de flexão de extensão; e os ombros e os cotovelos tem diminuição dos movimentos de flexão.
	O dispositivo acoplado ao cubo das rodas proporciona uma condição mais segura e estável ao binômio usuário-cadeira.
	Vantagem biomecânica, de trajetória do movimento e estético, com possibilidade das alavancas serem escamoteáveis.
	Condição prática de portabilidade e manuseio.
	Permite superação de rampas na subida e descida, sem risco de tombamento anterior e posterior.

7.5 Descrição do Funcionamento do Mecanismo Alternativo

A embreagem seletiva é um sistema mecânico, que permite a transferência de torque através de uma entrada de potência, mas impede a transmissão de torque através de outra entrada, independentemente do sentido do torque aplicado.

O sistema é formado por uma Base, três Discos, podendo ter uma ou mais Cunhas. O disco intermediário serve como pivô, sustentando as cunhas, como na figura 7.1.

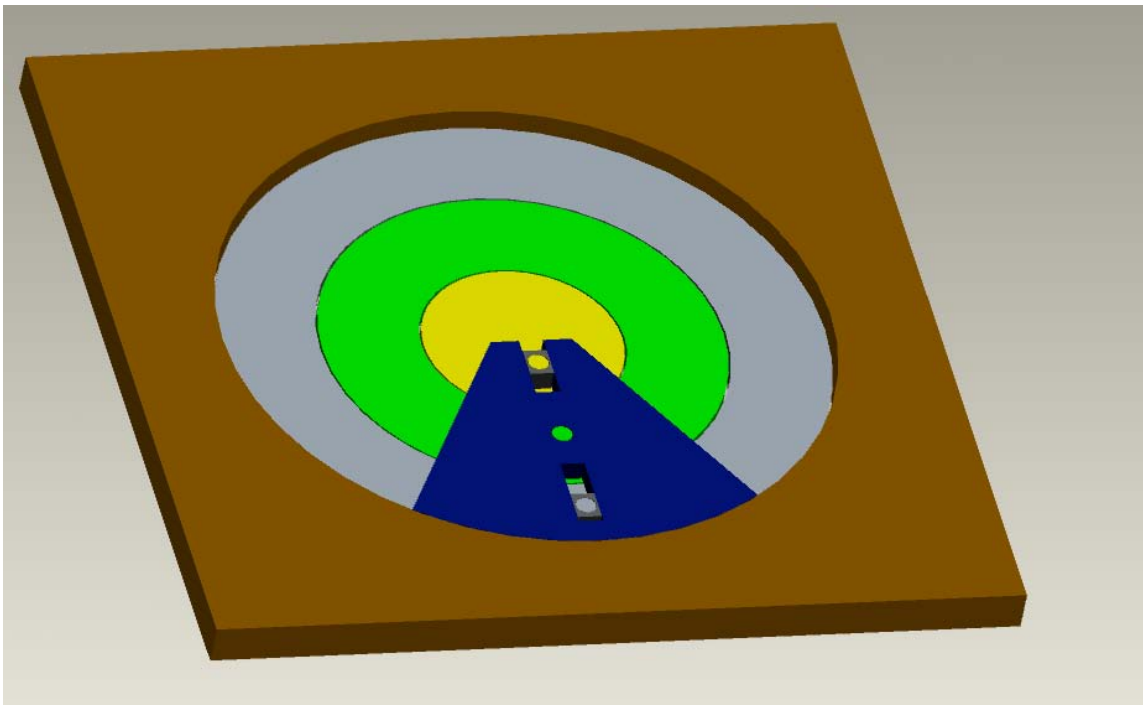


Figura 7.1 – Sistema mecânico de embreagem seletiva

Caso um torque externo ao sistema seja aplicado no anel interno, este arrasta a cunha. No momento em que a cunha encosta-se à base sendo arrastada pelo anel interno, esta toma uma posição em que quanto mais torque é aplicado, maior será a força com que a cunha é pressionada contra a base, e maior a força com que ela é mantida neste estado, pois a força que a base aplica na cunha gera um torque, que auxilia o travamento do sistema. Logo, o anel interno fica travado em sua posição, como na figura 7.2 e 7.3.



7.2 – Sistema mecânico de embreagem seletiva: base, discos e cunhas

No entanto, se o torque é aplicado no anel externo, a cunha é arrastada de tal forma que a força que a base aplica na cunha reduza a força de travamento do sistema, e sendo assim o sistema pode mover-se livre em qualquer sentido.

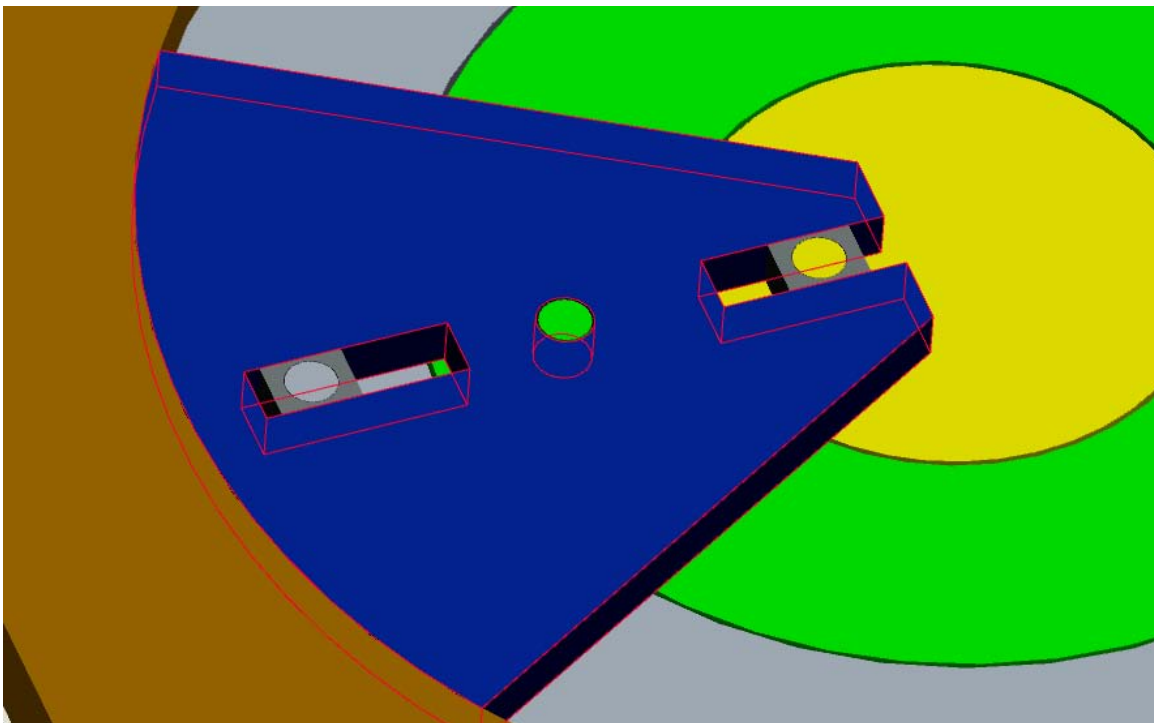


Figura 7.3 – Base do sistema mecânico de embreagem seletiva

7.6 Aplicabilidade em Cadeira de Rodas

Aplicado na cadeira de rodas de propulsão manual encontramos um sistema de travamentos das rodas da cadeira. Isto ocorre quando o usuário não faz esforço em nenhum sentido, mas a cadeira tende a se deslocar sozinha, como em uma rampa.

No entanto, quando o usuário aplica o esforço, superior ao esforço já existente no sentido desejado, o sistema libera o travamento e permite o movimento da cadeira de rodas.

Este mecanismo alternativo de superação de rampas é ativado, manualmente através de duas (2) alavancas propulsoras, que o usuário empurra para frente.

Em contraste, da propulsão manual de cadeira de rodas convencional que utiliza os músculos do manguito rotador, este mecanismo de alavancas utiliza o músculo Peitoral Maior e Menor e o Tríceps Braquial. A vantagem mecânica destes, é que são mais potentes e menos vulneráveis a lesões.

O sistema de embreagem seletiva deste mecanismo, anexada a estas alavancas permite que o usuário de cadeira de rodas retraia as alavancas para a posição inicial sem resistência. As posições de sentido único permitem que, as alavancas retraiam-se à posição inicial na qual passam ser novamente empurradas.

A força é transmitida das alavancas para as rodas através deste mecanismo de embreagem seletiva acoplado no cubo das rodas traseiras. As proporções do mecanismo se tornam possíveis apenas empurrando as alavancas para frente, semelhante a um movimento de propulsão convencional.

Este mecanismo alternativo de superação de rampas proporciona os mais eficientes meios de propulsão de cadeira de rodas, com benefícios fisiológicos, biomecânicos e ergonômicos significantes ao usuário.

A dirigibilidade e a manobrabilidade da cadeira de rodas é realizada da mesma forma da cadeira de rodas de propulsão manual convencional.

A embreagem de direção única permite um movimento de roda livre da cadeira de rodas, exceto durante a aplicação da força propulsora, no momento de superação de rampas. Neste caso, o mecanismo através das alavancas ativadas manualmente, a embreagem seletiva permite o travamento das rodas enquanto as alavancas são retraídas para a posição inicial.

Este procedimento de ativação manual das alavancas exige movimentos dos membros superiores para baixo e para frente e forças do tronco para trás que são rechaçadas pelas forças do encosto da cadeira. Com isso, estas forças não tendem a levantar o usuário de cadeira de rodas, e o centro de gravidade da combinação cadeira-usuário não é deslocado.

O resultado é um ciclo de propulsão estável, sem deslocar o centro de gravidade para trás do eixo giratório, manutenção do tronco ereto promovendo uma vantagem mecânica com a utilização dos músculos Peitoral e Tríceps Braquial. Esta vantagem mecânica que é utilizada para converter o esforço do usuário em uma ergonômica propulsão e favorecer a uma propulsão mais estável.

Quando a força efetiva de propulsão está no topo das rodas traseiras, o centro de gravidade é deslocado posteriormente do eixo giratório. Isto torna a cadeira de rodas menos estável no momento de superação de rampas com forte tendência a tombar para trás.

As figuras 7.4 e 7.5 abaixo ilustram as alavancas escamoteáveis do mecanismo alternativo de propulsão.



Figura 7.4 – Figura ilustrativa do mecanismo com alavancas escamoteáveis.



Figura 7.5 – Figura ilustrativa do mecanismo com alavancas estendidas.

7.7 Conclusões

O presente mecanismo de propulsão alternativo, através de alavancas é providenciado, para permitir que o usuário de cadeira de rodas exerça a força propulsora efetiva da excursão das alavancas, na posição do topo das rodas para baixo. Desta forma, o produto do recrutamento muscular, se torna o máximo disponível e efetivamente transferido para as rodas quando se avança na superação de rampas. Uma característica importante do presente mecanismo é que a estrutura das alavancas resiste contra as forças do usuário de cadeira de rodas. Então, estas alavancas poderão resistir ao esforço do usuário com excesso de peso.

Em contraste, as forças dispensadas pelo usuário de uma cadeira de rodas convencional tende a levantar o usuário para fora do assento, limitando a força de propulsão, mesmo quando o usuário encontra-se bem ajustado no assento e no encosto da cadeira. O esforço de propulsão sobre os aros de empurrar para baixo e para frente de uma cadeira de rodas convencional limita a

quantidade de força, que o tronco e os membros superiores exercem sobre os aros de propulsão, e provoca instabilidade a cadeira de rodas.

O posicionamento das alavancas de ativação manuais da presente proposta permite que o usuário empurre com movimentos dos membros superiores, na máxima força efetiva impelida pelos membros superiores e do tronco, produzindo um ciclo de propulsão estável e seguro.

Capítulo 8

Conclusões e Perspectivas

O objetivo inicial deste trabalho é propor um sistema que contribua para a expectativa de qualidade de vida dos usuários de cadeiras de rodas de propulsão manual. Este trabalho deteve-se estritamente a proposta de um mecanismo alternativo de superação de rampas de até 8 graus. Diversos modelos existentes foram analisados. A proposta apresentada satisfaz os aspectos ergonômicos, biomecânicos, de manobrabilidade, de portabilidade e estético.

Logo, é necessária a execução deste projeto para o levantamento de parâmetros específico deste mecanismo alternativo de propulsão para superação de rampas.

O processo de desenvolvimento não termina com essa dissertação, mas é um início que permitirá a criação de um mecanismo alternativo adaptável a qualquer cadeira de rodas.

Este mecanismo poderá atender aos indivíduos com necessidades especiais de lesão medular baixa.

As maiorias dos profissionais que desenvolvem como produtos uma cadeira de rodas desconsideram que seus produtos devem ser concebidos como uma proposta de inclusividade e como um projeto único.

Como continuidade deste trabalho pode-se propor formas de modelagem, uso de ferramentas e metodologia de projeto. Assim, se determinará a forma construtiva mais apropriada para o mecanismo alternativo proposto. Deste modo será possível avaliar as vantagens, características e desvantagens de sua construção e utilização de uma forma exata e impor correções necessárias.

O prosseguimento deste trabalho culminará com o protótipo de um modulo que poderá locomover-se tanto em ambientes fechados indevidamente estruturados, como em universidades, hospitais, fábricas e nas barreiras dos imobiliários urbanos.

Referências Bibliográficas

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 9050 – *Acessibilidade de Pessoas Portadoras de Deficiência a Edificações, Espaço, Mobiliário e Equipamentos Urbanos*, 56p., 2004

ALICIA M. Koontz, Michael L. Bonninger, Rory A. Cooper, Aaron L. Souza and Brian T. Fay. *Scapular range of motion in a quasi-wheelchair push*. International Journal of Industrial Ergonomics, Vol. 33, Issue 3, 2004, p. 237-248. anthropometry methods. New York : Wiley-Interscience : J Wiley, 1975.

ALVARENGA, Flávia Bonilha. *Proposta de uma Abordagem Metodológica e Sistematização das Fases Iniciais de Projeto para o Desenvolvimento de Produtos Inclusivos*. 2006. 250 p. Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Campinas-S.P.

ASSATO KT, Cooper RA, Robertson RN, et al. Smartwheels: *Development and Testing of a System for Measuring Manual Wheelchair Propulsion Dynamics*. IEEE Trans Biomed Eng 1993; 40: 1320-24

BERNSTEIN AN, Latash M Turvey M, *Dexterity and its developments*, p.207-237, 1996

BOECHORSTSTRAAT, *Manual Wheelchair Propulsion: Biophysical Aspects of Training and Learning*. Med Sci Sport Exer, Vol 20, 1-15, 1999.

BONINGER ML, Baldwin M, Cooper RA, et al. *Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position*. Arch Phys Med Rehabil 2000; 81: 608-13

BONINGER ML, Baldwin M, Cooper RA, Koontz A, Chan L. *Manual Wheelchair Pushrim biomechanics and axle position*. Arch Phys Med Rehabil 2000; 81: 608-13.

BONINGER ML, Cooper RA, Robertson RN, et al. *Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: and analysis using a local coordinate system*. Arch Phys Med Rehabil 1997; 78: 364-72.

BONINGER ML, Cooper RA, Shimada SD, et al. *Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system*. Spinal Cord 1998 Sep; 36: 418-26

BROWN DD, Knowlton RG, Hamill J, et al. *Physiological and biomechanical differences between wheelchair dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry*. Eur J Appl Phys; 60: 179-82.1990

C. E. Brubaker, C. A. Mc Laurin, and J. D. Gibson. *Effects of seat positions on wheelchair performance*, in Proc. Int. Conf. Rehab. Eng., Toronto, Ont., Canada 1980.

COOPER RA. *A system approach to the modeling of racing wheelchair propulsion*. J Rehabil Res Dev; 27 (2): 151-62.1998

COUTO, Hudson de Araújo. *Ergonomia aplicada ao trabalho: manual técnico da máquina humana*. Belo Horizonte: ERGO Editora, 1995.

DALLMEIJER AJ, Kappe YJ, Veeger HEJ, et al. *Anaerobic Power output and propulsion technique in spinal Cord injured subjects during wheelchair ergometry.* J Rehabil Res Dev 1999; 31 (2): 120-8

DALLMEIJER AJ, van der Woude LHV, Veeger HEJ, et al. *Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal Cord injuries.* Am J Phys Med Rehabil; 77 (3): 213-21.1998

DALLMEIJER, A. J., et al. *Anaerobic power output and propulsion technique in spinal cord injured during wheelchair ergometry, Journal of Rehabilitation Research and Development,* v.1,n2,p.120-128,1994

DRAKE, Carl F.. *Manually Propelled Wheelchair device.* U.S. Patent Number 5,941,547 Date of Patent 1999.

DUPUIS H, Hartung E, Haverkamp M. *Acute effects of transient vertical whole-body vibration.* Int Arch Occup Environ health 1991 :63:261-5.

FINLEY MA et al. *Reliability of biomechanical variables during wheelchair ergometry testing.* J of Rehabil Res and Dev 2002;01:73-81.

GLASER RM. *Exercise and locomotion for the spinal cord injured.* Exerc Sport Sce Rev 1985; 13:263-303

GRANDJEAN, Etienne. *Manual de Ergonomia: adaptando o trabalho ao homem.* Porto Alegre: Bookman, 1998.

HARTUNG GH. *Wheelchair exercise testing.* Rehabilitation research Training Center,2003.

HUGHES, C.J., et al. *Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user – to – chair interface,* Arch. Phys. Med. Rehabil., v.73,n3,p.263-269,1992

IIDA, Itiro. *Ergonomia projetos e produção*. São Paulo : Edgar Blücher Ltda., 1992.

JANSSEN JWT et al. *Physical capacity and race performance of handcyclers*. Journal of Rehabil and Dev 2001;38.

JANSSEN-POTTEN YJ, SEELLEN H, DRUKKER J, HUSON T, DROST MR. *The effect of seat tilting on pelvic position, balance control, and compensatory postural muscle use in paraplegic subjects*. Arch Phys Med Rehabil 2001; 82: 1393 – 402.

KIRBY RL, SAMPSON MT, THOREN FAV, MACLEOD DA. *Wheelchair stability: effect of body position*. J. Rehabil Res Dev 1995; 32:367-72.

KULIG K, RAO SS, MULROY SJ, NEWSAM CJ, GRONLEY JK, BONTRAGER EL, et al. *Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion*. Clin Orthop Rel Res 1998;354:132-43

MAYANARD JR. FM, BRACKEN MB, CREASEY G, DITUNNO JR. JF, DONOVAN WH, DUCKER TB, et al. *International standards for neurological and function classification of spinal cord injury*. Spinal Cord 1997;35:266-74

MULROY SJ, GRONLEY JK, NEWSAM CJ, et al. *Electromyographic activity of muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons*. Arch Phys Med Rehabil 1996; 77: 187-93

NEWSAM CJ, RAO SS, MULROY SJ, et al. *Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury*. Gait Posture 1999; 10: 223-32

NIESING RF, EIJSKOOT F, KRANSE R, et al. *A computer controlled wheelchair ergometer*. Med Biol Eng Comput 1990; 28: 329-38

PANERO, Julius e ZELNIK, Martin. *Las dimensiones humanas en los espacios interiores. Estándares antropométricos*. 5 ed. México: G. Gili, 1991.

PEARL ML, Harris SL, Lipptt BL, et al. *A system for describing positions of the humerus relative to the thorax and its use in wheelchairpoweroutput on plysiology and technique*. Med Sci Sports Exerc 1988; 20: 70-8

RAO SS, Bontrager EL, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J. *Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion*. IEEE Trans Rehab Eng 1996;4:152-60.

RODGERS MM, Gayle GW, Figoni SF, et al. *Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue*. Arch Phys Med Rehabil 1994; 75: 85-93

ROTSTEIN A, Sagiv M, Ben-Sira D, Weber G, Hutzler J. *Aerobic capacity and anaerobic threshold of wheelchair basketball players*. International Medical Society of Parplegia 1994;32:196-201.

ROZENDAL LA, Veeger DE. *Force direction in manual wheelchair propulsion: balance between effect and cost*. Clin Biomech 200; 15(Suppl 1);S39-41.

RUDINS A, Laskowski ER, Growney ES, Cahalan TD, An K. *Kinematics of the elbow during wheelchair propulsion: A comparison of two wheelchairs and two stroking techniques*. Arch Phys Med Rehabil 1998; 78;1204-10.

SABICK; Michele B., Kai-Nan An, PhD, *A New Method to Quality Demand on the Upper Extremity in Manual Wheelchair Propulsion*, 23rd Annual Meeting of the American of Biomechanics, University of Pittsburgh October 21-23, 2001

SANDERSON, O.J., and Sommer, H.J., 1995. *Kinematic features of wheelchair propulsion*. Journal of Biomechanics, 18: 423-429.

SHIMADA, Huouker M, Stober P, Barturen JM. *Physical performance and cardiovascular and metabolic adaptation of elite female wheelchair basketball players in wheelchair ergometry and in competition*. American J of Phisycal Med & Rehabil 1988;77:527-33.

SHIMADA, PhD; Rick N. Robertson, PhD; Michael L. Bonninger, MD; Rory A. Cooper, PhD, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 35, N° 2, June 1999, p.210-218

SIE IH, Waters RL, Adkins RH, Gellman H. *Upper extremity pain in the posture habilitation spinal cord injured patient*. Arch Phys Med Rehabil 1992; 73:44-8.

SMITH, Raymond V., Leslie Jr., John H., *Rehabilitation Engineering*, ed. 1st CRC Press Inc. 1990, Cap.11 – Seating and Mobility for the Severely Disabled, p.193-252.

SOEST AJ, *The mechanics of motor learning*, In: *Learning motor skills*, Doorebosch et al ed, IFKB, VU, 67-81, 1993

SOUZA. Aaron L., Boninger Michael L., Koontz, Alicia M., Fay, Brain T., Cooper, Rory A., *A Classification of Stroke Patterns in Manual Wheelchair Users*, Resna 2000.

SPAEPEN AJ, Vanlandewijck YC, Lysens RJ. *Relationship between energy expenditure and muscular activity patterns in handrin wheelchair propulsion*. Int J Indust Ergon 1996; 17: 163-73

SPIESS, Erick M., *Hand Propelled Wheelchair*. U.S. Patent Number 4,460,190 Date 1984
Taylor, William Gregory, *Wheelchair*. U.S. Patent Number 5,865,455 Date 1999.

VANLANDEWIJCK Y.C, Spaepen AJ, Lysens RJ. *Wheelchair propulsion: functional ability dependent factors in wheelchair basketball players*. Scandinava Journal Reahbil & Med 1994;26:37-48.

VANLANDEWIJCK Y.C, Daly DJ, Theisen DM. *Field test of aerobic, anaerobic, and wheelchair basketball skill performances*. American J of Physical Med & Reahbilitation 1999;20:548-54.

VANLANDEWIJCK Y.C, Daly DJ. *Wheelchair propulsion kinematics: movement pattern adaptations to speed changes in elite wheelchair rugby players [abstract]*. Proceeding of the Fifth Paralympic Congress; 2001 Oct 11-13; Sydney, 28

VANLANDEWIJCK Y.C, Spaepen AJ, Heister M. *Maximal exercise responses and manual wheelchair propulsion: cardiorespiratory and movement pattern adaptations to slope and velocity changes*. IN: Van Coppenolle H, Vanlandewijck Y, Simons J et al., editors. Proceeding of the First European Conference on Adapted Physical Activity and Sports: a white paper on research and practice; 1994 Dec 18-20: Leuven. Leuven: Acco, 1995: 73-8

VANLANDEWIJCK Y.C, Spaepen AJ, Lysens RJ. *Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes*. Med and Science in Sports and Exercise 1994;26:1373-81.

VANLANDEWIJCK Y.C. *Mechanische efficiëntie van de aandrijven terugvoerbeweging bij rolstoelpropulsie [doctoral dissertation]*. Leuven: Acco, 1992

VEEGER HEJ et al. *Peak oxygen uptake and maximal output of Olimpic wheelchair-dependent athletes*. Med and Science in Sports and Exercise 1991;23:1201-9.

VEEGER HEJ, van der Woude LHV, Rozendal RH. *A computerized wheelchair ergometer*. Scan J Rehabil Med 1992; 24: 17-23

VEEGER HEJ, van der Woude LHV, Rozendal RH. *Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion*. Med Sci Sports Exerc 1992; 24 (1): 100-7

VEEGER HEJ, van der Woude LHV, Rozendal RH. *Wheelchair propulsion technique at different speeds*. Scan J Rehabil Med 1998; 21: 197-203

WATWOOD, Brian M., *Wheelchair drive assembly*, U.S. Patent Number 6,755,430 Date 2004

Wisner, A. (1997). *Aspects psychologiques de l'anthropotechnologie*. Le Travail Humain, 60 (3), 229-254.

WOUDE LHV et al, *Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes*, Ergonomics, 12, 1561-1573, 1986.

WOUDE LHV van der, et al, *Cycle frequency manipulation in hand rim wheelchair propulsion*, Eur J Appl Phys, 1989

WOUDE LHV van der, *Manual Wheelchair propulsion, an ergonomics perspective*, VU, 1999.

WOUDE LHV, Handrick KMM, Veeger HEJ, et al. *Manual wheelchair propulsion: effects of power output on physiology and technique*. Med Sci Sports Exerc 1988; 20: 70-8

WOUDE LHV, Veeger HEJ, Rozendal RH, et al. *Seat height in handrim wheelchair propulsion*. J Rehabil Res Dev 1988; 23 (4): 31-50

Referências de Sites da Internet

Consultados entre os meses de Maio à Dezembro de 2008.

http://www.cadeirarodas.com/historia_da_cadeira_de_rodas.html

<http://www.acessobrasil.org.br>

<http://www.prodham.sp.gov.br/acess/>

<http://www.acessibilidade.net/web/>

<http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/08052002tabulacao.shtm>

http://www.deficienteeficiente.com.br/cartilha_III.doc

<http://pt.wikipedia.org/wiki/Acessibilidade>

<http://www.lesaomedular.com.br>

<http://www.deficiente.com.br/modules.php?name=News&file=article&sid=533>
www.ibam.org.br

Anexo 1

Histórico de Cadeiras de Rodas

A cadeira de rodas é um sistema de mobilidade para usuários sentados em caso de dificuldades ou incapacidade para locomover-se. Esta mobilidade pode ser realizada de modo manual ou por intermédio de diversas formas de locomoção automatizada.

Segundo Aubrey (2007), seu surgimento provém da diversidade de aplicações da roda como o seu emprego para transporte de objetos em (4000 A.C.) e em carruagens (1300 A.C.), segundo Wikipedia (2007). As primeiras documentações de equipamentos com características semelhantes a uma cadeira de rodas datam de 530 a.C. em um vaso Grego, e em 525 d.C. em uma gravura chinesa. Estes equipamentos tratam-se de uma maca com rodas para crianças (gregos) e uma cadeira com rodas para carregada por servos (chineses) como ilustrado na figura I.1:



Figura A.1 – Maca grega e cadeira com rodas chinesa (fonte: University of Pittsburgh, 2002)

Segundo Aubrey (2007), outro invento mais sofisticado era utilizado pelo rei espanhol Philip em 1595. Esta cadeira possuía rodas e ajustes de altura, sendo carregada pelos seus servos da para realizar caminhos domésticos e percorrer os jardins do palácio, como ilustrado na figura I.2:



Figura A.2 – Cadeira de rodas utilizada pelo rei Philip II (fonte: University of Pittsburgh, 2002)

Um outro modelo, referenciado University of Pittsburgh (2002) é ilustrado na figura I.3, como cadeira leve utiliza bambu indiano na sua construção, pesando entre 22,68 kg e 26,31 kg.



Figura A.3 – Cadeira com foco em redução de peso (fonte: University of Pittsburgh, 2002)

Segundo University of Pittsburgh (2006), em 1932 Herbert Everest (um engenheiro de minas deficiente) e Harold Jennings (engenheiro mecânico), desenvolveram uma cadeira de rodas dobrável. Esta cadeira, ilustrada na figura I.7, permitiu a fundação da companhia Everest & Jennings ou E&J, também responsável pela criação da primeira cadeira de roda motorizada.



Figura A.4 – Cadeira de Everest & Jennings (fonte: University of Pittsburgh, 2002)

Em 1934, Samuel Duke desenvolveu o segundo modelo dobrável de cadeira de rodas. Nos anos seguintes até os dias atuais novas melhorias foram realizadas, permitindo um maior conforto, capacidades de dobrar, maiores velocidades, otimizações na suspensão e aparência.

Nas últimas décadas o avanço tecnológico atingiu as cadeiras de rodas de propulsão manual com *design* arrojado, estruturas de material robusto, porém de baixo peso, rodas mais leves, assentos e encostos ergonômicos como ilustra a figura 1.5 abaixo.



Figura A.5 – (A) Handcycle, (B) cadeira de roda fora de estrada e (C) tênis adaptado

Anexo 2

Normas

A Norma Brasileira 9050 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT/NBR 9050, 1994), promove a acessibilidade no ambiente construído e proporciona condições de mobilidade, com autonomia e segurança, eliminando as barreiras arquitetônicas e urbanísticas nas cidades, nos edifícios, nos meios de transporte e de comunicação. Isto constitui um direito universal resultante de conquistas sociais importantes, que reforçam o conceito de cidadania.

Um espaço construído, quando acessível a todos, é capaz de oferecer oportunidades igualitárias a todos seus usuários. No entanto, a maioria das cidades é construída e modificada desconsiderando vários dos diversos tipos humanos que habitam estes ambientes construídos.

A dificuldade de acesso, ao contrário do que muitos imaginam, não se restringe apenas os usuários de cadeira de rodas. Existem aqueles que possuem mobilidade reduzida temporária, gerada por fatores como idade, gravidez, deficiência auditiva ou visual.

Os portadores ambulatoriais totais são aquelas que utilizam, temporariamente ou não, cadeira de rodas e incluem paraplégicos, tetraplégicos, hemiplégicos, amputados, e pessoas afetadas fortemente pelas doenças e as malformações que as impossibilitam de andar.

Existem ainda os deficientes sensoriais, que são os deficientes visuais e auditivos. Todos possuem necessidades específicas que, quando não supridas, limitam a execução de suas atividades, seus fluxos de convívio e sua qualidade de vida.

Segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2000) o Brasil possuía 8.56% da população composta por idosos, a perspectiva de vida era de 65 anos, e 14.5% da população era composta de portadores de deficiência permanente. Somando essas duas parcelas, chega-se à conclusão que aproximadamente 23% da população brasileira encontra-se neste grupo de pessoas com dificuldades de locomoção. Sem contar as pessoas portadoras de diversos tipos de deficiência sensorial, deficiência física temporária, os obesos e pessoas com estatura abaixo da média.

Segundo dados (IBGE, 2000) demonstram o impacto social decorrente de iniciativas que tem como objetivo à promoção da acessibilidade ao espaço habitado brasileiro no território brasileiro. Como resultado desse alcance social e da consolidação dos direitos das pessoas portadoras de deficiência, surge primeiramente a Lei nº 7853/89, regulamentada pelo Decreto 3298/99, que estabeleceu os preceitos fundamentais e os princípios de igualdade e não discriminação entre os cidadãos brasileiros. Mais recentemente, surgiu a Lei nº 10.048, de 8 de Novembro de 2000, que dispõe sobre prioridade de atendimento e outras providências às pessoas portadoras de algum tipo de deficiência. Posteriormente, a Lei nº 10.098, de 19 de Dezembro de 2000, estabelece normas gerais e critérios básicos para promoção da acessibilidade das pessoas portadoras de deficiência ou com mobilidade reduzida, mediante a supressão de barreiras e de obstáculos nas vias e espaços públicos, no mobiliário urbano, na construção e reforma de edifícios e nos meios de transporte e de comunicação.

A Associação Brasileira de Normas Técnicas formulou normas específicas para acessibilidade, fundamentadas nos referidos instrumentos jurídicos, que vêm apoiar a execução de projetos que objetivem a realização de intervenções arquitetônicas urbanísticas e nos meios de transportes, por parte dos diferentes agentes políticos da sociedade. Estas normas são:

- NBR 9050:1994 – Acessibilidade de pessoas portadoras de deficiência a edificações, espaço mobiliário e equipamentos urbanos;
- NBR 13994:2000 – Elevadores de passageiros – Elevadores para transporte de pessoa portadora de deficiência;
- NBR 14020:1997 – Transporte – Acessibilidade à pessoa portadora de deficiência – Trem de longo percurso;
- NBR 14021: 1997 – Transporte – Acessibilidade à pessoa portadora de deficiência – Trem metropolitano;
- NBR 14022:1997 – Transporte – Acessibilidade à pessoa portadora de deficiência em ônibus e trólebus, para atendimento urbano e intermunicipal;
- NBR 14273:1999 – Acessibilidade de pessoas portadoras de deficiência no transporte aéreo comercial.

Apesar da legislação existente e do conjunto de normas disponíveis, observa-se que a maioria dos Estados brasileiros não atende às necessidades da acessibilidade de maneira eficaz.

Barreiras Arquitetônicas e Sociais do Usuário de Cadeira de Rodas

As questões de acessibilidade dos portadores de deficiência física e de pessoas idosas aos espaços sejam eles de uso público ou não tem sido constante. Em algum momento, encontram-se dificuldades para realizar atividades simples, como circular em calçadas ou dentro dos edifícios, quando em condições de pós-operatório, recuperação de cirurgias ou idade avançada.

A mudança de atitude em relação há alguns anos se deve em parte a uma mudança de mentalidade, pois a partir da década de 80, as pessoas portadoras de deficiência física passaram a ser vistas sob a ótica da capacidade e não mais sob a ótica da deficiência. A partir daí, passa-se a

ter a consciência de que esta fatia da sociedade constitui, não mais uma minoria, mas sim um percentual considerável como será visto no decorrer deste capítulo aproximadamente 14,5% da população apresentam algum tipo de deficiência.

Conceito de Acessibilidade

A Norma da NBR 9050 (ABNT, 2004) define acessibilidade como sendo a possibilidade e condição de alcance, percepção e entendimento para a utilização com segurança e autonomia de edificações, espaço, mobiliário, equipamento urbano e elementos.

A norma NBR 9050 é bastante criteriosa nas indicações de parâmetros que visam tornar mais fácil a transposição de obstáculos. Mas mesmo havendo normas para facilitar o acesso, os usuários da cadeira de rodas ainda encontram muitos obstáculos, como um degrau, escadas, desnível, espaços pequenos para poder entrar e sair com a cadeira.

Acessibilidade significa não apenas permitir que pessoas com deficiências participem de atividades que incluem o uso de produtos, serviços e informação, mas a inclusão e extensão do uso destes por todas as parcelas presentes em uma determinada população, com restrições as mínimas possíveis.

A acessibilidade significa viabilizar o direito constitucional a todos os cidadãos de ir e vir, visando assim à eliminação de barreiras arquitetônicas, de transporte e de comunicação.

Deficiência

A NBR 9050 (ABNT, 2004) define deficiência como uma redução, limitação ou inexistência das condições de percepção das características do ambiente ou de mobilidade e de utilização de edificações, espaço, mobiliário, equipamento urbano e elementos, em caráter temporário ou permanente.

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), “Uma pessoa portadora de deficiência física é aquela que apresenta uma perda ou restrição de capacidade para perfazer atividades, tarefas, habilidades e comportamentos na maneira considerada normal para um ser humano”.

A deficiência física é uma variedade de condições não sensoriais que afetam o indivíduo em termos de mobilidade, de coordenação motora geral ou de fala, como decorrência de lesões neurológicas, neuromusculares e ortopédicas, ou ainda de más formações congênitas ou adquiridas (Alvarenga, 2002).

Assim, uma pessoa portadora de uma deficiência física é aquela que possui limitações ou por algum motivo não consegue exercer algumas funções que são normais para um ser humano.

Para essa pessoa existem leis, normas para auxílio e defesa, porém muitos não usam e nem sabem dos seus direitos, sendo necessária a realização de campanhas para conscientização da população.

Classificações das deficiências

Visando às necessidades de se conhecer mais sobre as conseqüências das doenças, em 1976 a OMS (Organização Mundial da Saúde) publicou a *International Classification of Impairment,*

Disabilities and Handicaps (ICIDH), em caráter experimental que foi traduzida para o português como Classificação Internacional das Deficiências, Incapacidades e Desvantagens (CIDID).

A CIDID propõe uma classificação da conceituação de deficiência que pode ser aplicada a vários aspectos da saúde e da doença, sendo um referencial unificado para a área. Estabelece, com objetividade, abrangência e hierarquia de intensidades, uma escala de deficiências com níveis de dependência, limitação e seus respectivos códigos, propondo que sejam utilizados com a CID pelos serviços de medicina, reabilitação e segurança social. Por essa classificação são conceituadas como (Amiralian, 2000):

Deficiência: perda ou anormalidade de estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica, temporária ou permanente. Incluem-se nessas a ocorrência de uma anomalia, defeito ou perda de um membro, órgão, tecido ou qualquer outra estrutura do corpo, inclusive das funções mentais. Representa a exteriorização de um estado patológico, refletindo um distúrbio orgânico, uma perturbação no órgão.

Incapacidade: restrição, resultante de uma deficiência, da habilidade para desempenhar uma atividade considerada normal para o ser humano. Surge como consequência direta ou é resposta do indivíduo a uma deficiência psicológica, física, sensorial ou outra. Representa a objetivação da deficiência e reflete os distúrbios da própria pessoa, nas atividades e comportamentos essenciais à vida diária.

Desvantagem: prejuízo para o indivíduo, resultante de uma deficiência ou uma incapacidade, que limita ou impede o desempenho de papéis de acordo com a idade, sexo, fatores sociais e culturais. Caracteriza-se por uma discordância entre a capacidade individual de realização e as expectativas do indivíduo ou do seu grupo social. Representa a socialização da deficiência e relaciona-se às dificuldades nas habilidades de sobrevivência.

O processo de revisão da CIDID apontou suas principais fragilidades, como a falta de relação entre as dimensões que a compõe, a não abordagem de aspectos sociais e ambientais, entre outras. Após várias versões e numerosos testes, em maio de 2001 a Assembléia Mundial da Saúde aprovou a *International Classification of Functioning, Disability and Health* (ICF) traduzida como Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). (Farias, 2005).

A CIF descreve a funcionalidade e a incapacidade relacionadas às condições de saúde, identificando o que uma pessoa "pode ou não pode fazer na sua vida diária", tendo em vista as funções dos órgãos ou sistemas e estruturas do corpo, assim como as limitações de atividades e da participação social no meio ambiente onde a pessoa vive.

O modelo CIF é estruturado em três planos. O primeiro se refere ao plano das Funções

(*Functioning*), que se estende da análise tanto do comprometimento quanto das funções indenidas.

O segundo plano se refere à Atividades (*Disability*) e o terceiro plano se refere à Participação (*Health*). (Farias, 2005)

No Brasil, segundo a Política Nacional de Saúde da Pessoa Portadora de Deficiência são admitidas como deficiências somente a deficiência mental, motora, auditiva, visual e múltipla, por serem as mais abrangentes e freqüentes.

As deficiências são definidas como sendo:

- Deficiência Física – inclui paraplegia (paralisia das pernas), tetraplégica (paralisia das pernas e braços), a amputação ou ausência de membro, a ostomia (cirurgia para ligar o intestino ou bexiga com o exterior para eliminar fezes ou urina), a paralisia cerebral e o nanismo.
- Deficiência Motora - capacidade de caminhar/ subir escadas - incapacidade ou alguma dificuldade permanente.
- Deficiência Auditiva – implica perda da capacidade de ouvir, ainda que parcial.
- Deficiência Visual - capacidade de enxergar (se utiliza óculos ou lentes de contato, faça sua avaliação quando os estiver utilizando) - incapacidade grande ou alguma dificuldade.
- Deficiência Mental - alguma deficiência mental permanente que limite as atividades habituais (como trabalhar, ir à escola, brincar, etc.).
- Deficiência Múltipla - associação de duas ou mais deficiências.

Dados estatísticos

O órgão responsável pela coleta e divulgação dos resultados a respeito das características sociais e econômicas no Brasil é o IBGE, Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, porém há falta de dados suficientes e atualizados sobre os portadores de deficiência, pois nestes dados não se identificam e localizam as pessoas portadoras de deficiência de baixo nível de instrução e sem acesso aos bens e serviços existentes.

O Censo Demográfico 2000 indicou que aproximadamente 24,5 milhões de pessoas, ou 14,5% da população total, apresentaram algum tipo de incapacidade ou deficiência. Incluem-se nessa categoria as pessoas com ao menos alguma dificuldade de enxergar, de ouvir, locomover-se ou com alguma deficiência física ou mental.

No total das deficiências pesquisadas no Censo Demográfico 2000, a deficiência mental representou 8,3% do total de pessoas que declaram possuir alguma das deficiências investigadas.

Já a incapacidade de enxergar, com seus diversos graus de severidade, são responsáveis por quase a metade do total de casos informados (16,5 milhões de casos), e pouco mais de um quinto (22,9%) declarou ter dificuldade para caminhar ou subir escadas, em diferente grau de severidade. Certamente, uma grande proporção das pessoas idosas inclui-se nessa última categoria.

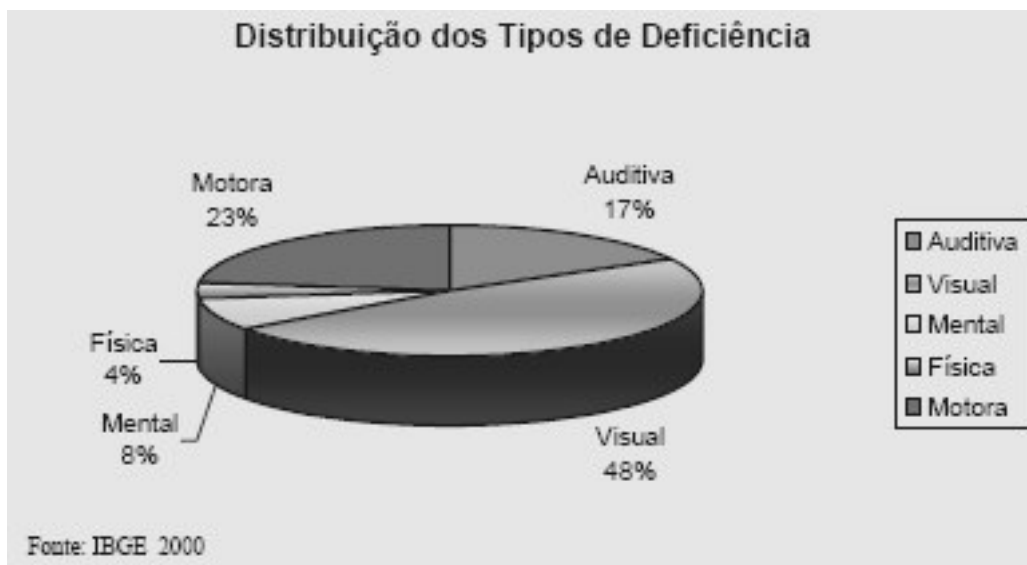


Figura B.1 Distribuição da população portadora de deficiência no Brasil, em 2000.

Os dados do Censo 2000 também mostram que os homens predominam no caso de deficiência mental, física (especialmente no caso de falta de membro ou parte dele) e auditiva. O resultado é compatível com o tipo de atividade desenvolvida pelos homens e com o risco de acidentes de diversas causas. Já a Tabela 2.1 - mostra uma predominância das mulheres com dificuldades motoras (incapacidade de caminhar ou subir escadas) ou visuais, isto é decorrente da composição por sexo da população idosa com o predomínio de mulheres a partir dos 60 anos.

Normas e leis

A Constituição Federal de 1988 possui disposições específicas para as pessoas portadoras de necessidades especiais (Ver Tabela 1.2). Contudo, cabe aos municípios, baseado na Lei Orgânica Municipal, proteger os direitos apontados na Constituição.

Tabela B.1 - Legislação Federal (Garrido,2006).

Lei n.º 7405 de 12/11/85	Condições para adoção do símbolo internacional de acesso
Lei n.º 7853 24/10/89	Criação da Coordenadoria Nacional para a Integração da Pessoa Portadora de Deficiência – CORDE e regulamenta a responsabilidade dos estados e municípios na eliminação de barreiras arquitetônicas
Decreto n.º 3298 20/12/99	Regulamenta a lei 7853/89 e consolida as normas de proteção
Lei n.º 10048 14/11/2000	Dá prioridade no atendimento de pessoas portadoras de deficiências nos meios de transporte
Lei n.º 10098 19/12/2000	Estabelece normas gerais e critérios básicos para a acessibilidade das pessoas com locomoção reduzida

Lei n.º 7405 de 12/11/85 Condições para adoção do símbolo internacional de acesso
Lei n.º 7853 24/10/89 Criação da Coordenadoria Nacional para a Integração da
Pessoa Portadora de Deficiência – CORDE e regulamenta a responsabilidade dos estados e
municípios na eliminação de barreiras arquitetônicas Decreto n.º 3298 20/12/99 Regulamenta a
lei 7853/89 e consolida as normas de proteção Lei n.º 10048 14/11/2000 Dá prioridade no
atendimento de pessoas portadoras de deficiências nos meios de transporte Lei n.º 10098
19/12/2000 Estabelece normas gerais e critérios básicos para a acessibilidade das pessoas com
locomoção reduzida

Além das leis que regulamenta as questões da acessibilidade, existem as normas ABNT,
Associação Brasileira de Normas Técnicas, como mostradas na Tabela 1.3 -.

Tabela B.2 - Normas ABNT (Garrido, 2006).

NBR 9050	Acessibilidade de pessoas às edificações, espaço mobiliário e equipamentos urbanos, fixando padrões, condições e medidas exigíveis para o acesso nas vias públicas.
NBR 14020	Acessibilidade em trem de longo percurso (transporte)
NBR 14021	Acessibilidade em trem metropolitano (transporte)
NBR 14022	Acessibilidade em ônibus e trolebus para atendimento urbano e intermunicipal (transporte)
NBR 14273	Acessibilidade no transporte aéreo (transporte)
NBR 13994	Acessibilidade nos elevadores de passageiros

Espaço acessível

MAGALHÃES (1999) esclarece que espaço acessível é aquele que genericamente dá condição de utilizar com segurança e autonomia as edificações, mobiliários e meios de transporte.

Pode-se reparar que essa definição, na verdade, é válida para qualquer pessoa, portadora de deficiência ou não. (Silva, 2004)

A norma ABNT define o espaço acessível como sendo o espaço que pode ser percebido e utilizado em sua totalidade por todas as pessoas, inclusive aquelas com mobilidade reduzida.

Logo os ambientes utilizados devem ser adaptados, como as residências, os locais de trabalho, os hospitais, as clínicas e os consultórios, o comércio, as áreas de lazer e os outros locais visitados regularmente.

A adequação dos ambientes nos locais definidos como equipamento urbano que são os bens públicos e privados de utilidade pública, ou seja, os clubes, as escolas, os hospitais, os ginásios,

as praças, os parques, os estacionamentos, as calçadas, devem atender às diferentes formas de deficiência (motora, visual ou auditiva), sendo elas permanentes ou temporárias.

Os ambientes devem ser adequados à abrangência da deficiência total, com o uso de cadeira de rodas, ou parcial, pessoas com dificuldade de locomoção, com uso ou não de próteses e aparelhos ortopédicos, permanentes ou temporários, como gestantes, idosos e outros. Logo o conceito de espaço acessível é aquele que proporciona ao mesmo tempo um espaço, com mínimo de liberdade e privacidade.

Barreira

Existem várias barreiras e obstáculos que dificultam, limitam e impedem o acesso, a locomoção, o entendimento, a percepção ou a utilização, de qualquer pessoa a estes espaços com autonomia e segurança.

Antigamente, técnicos e especialistas envolvidos com as condições de movimentação das pessoas com deficiência começaram a buscar termos e definições para seus estudos, todo tipo de obstáculo era classificado como “barreira arquitetônica”. Por muito tempo, este foi o termo utilizado para indicar a existência destes obstáculos que impediam as pessoas com deficiência de se locomoverem no espaço da cidade.

Barreira, segundo a Lei Federal nº 10.098 de 19 de dezembro de 2000 é "qualquer entrave ou obstáculo que limite ou impeça o acesso, a liberdade de movimento e a circulação com segurança das pessoas". (Silva, 2004)

As barreiras podem ser classificadas em:

- Barreiras arquitetônicas urbanísticas: as existentes nas vias públicas e nos espaços de uso público;
- Barreiras arquitetônicas nos transportes: as existentes nos meios de transporte;

- Barreiras nas comunicações: qualquer obstáculo que dificulte ou impossibilite a expressão ou o recebimento de mensagens por intermédio dos meios ou sistemas de comunicação, são obstáculos gerados por avanços tecnológicos que não atenderam às limitações na mobilidade de algumas pessoas, limitando ou impedindo a acessibilidade aos espaços, objetos, determinados aparelhos, às comunicações, ao deslocamento, ao entendimento de certas situações.

Logo o usuário da cadeira de rodas para subir uma rampa necessita de dispor de muita força, por isso deve haver lugares de descanso entre uma rampa e outra para que ele possa descansar, ou seja, patamares com uma largura mínima de 1,20m, sendo recomendáveis 1,5m.

Devem ser instalados corrimãos em duas alturas e nos dois lados das rampas, sempre se observado o acabamento das extremidades. Os corrimãos das extremidades devem ser contínuos, sem interrupção nos patamares.

No caso das rampas não possuírem paredes, devem ser colocadas guias de balizamento com altura mínima de 5 cm, devendo sempre sinalizar o início e o fim da rampa.

Portas

Os usuários de cadeira de rodas manuais ou motorizadas enfrentam um obstáculo ainda comum nas suas atividades de vida diária. Segundo a norma ABNT 9050 o vão de porta livre deve ter no mínimo 0.8 m e ajustada para abrir completamente. A norma, além disso, orienta como devem ser estas portas.