

ESTE EXAME EM CORREÇÃO DE PROVA
TESE DEFENDIDA POR Arley de Barros Lombardi Junior
E APROVADA PELO
COMISSÃO JULGADORA EM 27/08/02.

ORIENTADOR

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA**

Desenvolvimento e Modelagem de uma Cadeira de Rodas Servo-Assistida para Crianças

Autor: **Arley de Barros Lombardi Junior**
Orientador: **Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini**

08/02

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTR.
SEÇÃO CIRCULANTE

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

Desenvolvimento e Modelagem de uma Cadeira de Rodas Servo-Assistida para Crianças

**Autor: Arley de Barros Lombardi Junior
Orientador: Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini**

Curso: Engenharia Mecânica
Área de Concentração: 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, 2002
S.P. – Brasil

Vº CHAMADA T/UNICAMP	
L838d	
V	EX
TOMSO BO/	51753
PROG.	16-837-02
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	2811,00
DATA	10-12-02
Nº ORD	

CM00176938-1

318 10 271620

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

L838d

Lombardi Junior, Arley de Barros

Desenvolvimento e modelagem de uma cadeira de rodas servo-assistida para crianças / Arley de Barros Lombardi Junior. --Campinas, SP: [s.n.], 2002.

Orientador: Franco Giuseppe Dedini.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Bioengenharia. 2. Cadeiras de rodas. 3. Sistemas de controle por realimentação. 4. Servomecanismos. I. Dedini, Franco Giuseppe. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

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

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADEMICO

**Desenvolvimento e Modelagem de uma
Cadeira de Rodas Servo-Assistida para
Crianças**

Autor: Arley de Barros Lombardi Junior

Orientador: Prof. Dr. Franco Guisepe Dedini

Co-orientador:



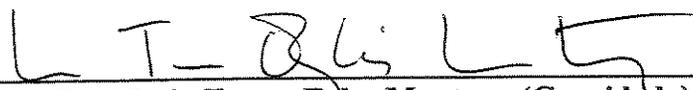
**Prof. Dr. Franco Guisepe Dedini , Presidente
Faculdade de Engenharia Mecânica - UNICAMP**



**Prof. Dr. Robson Pederiva
Faculdade de Engenharia Mecânica - UNICAMP**



**Prof. Dr. Fernando Antonio Forcellini
Departamento de Engenharia Mecânica – UFSC**



**Prof. Dr. Maria Teresa Egler Mantoan (Convidada)
Faculdade de Educação - UNICAMP**

Campinas, 27 de Agosto de 2002

Dedicatória:

Dedico este trabalho ao meu amado Pai (in memoriam).

Agradecimentos

Este trabalho não poderia ser terminado sem a ajuda de diversas pessoas que estiveram ao meu lado apoiando-me e dando-me a sua amizade, às quais presto minha homenagem:

Aos meus pais pelo incentivo e exemplo em todos os momentos da minha vida.

Ao meu orientador e sua esposa, que me mostraram os caminhos a serem seguidos.

A todos os professores e colegas do departamento, que ajudaram de forma direta e indireta na conclusão deste trabalho.

Resumo

LOMBARDI JUNIOR, Arley de Barros, *Desenvolvimento e Modelagem de uma Cadeira de Rodas Servo-Assistida para Crianças*, Campinas,: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2002. 177 p. Dissertação (Mestrado)

Cadeiras de roda são geralmente a única solução disponível que visa resolver problemas de mobilidade, contudo até agora não foram eficientes em trazer para pessoas em condição de deficiência motora a completa integração à sociedade, este trabalho visa minimizar problemas de lesão por esforços repetitivos ocorridos na tentativa de transpor barreiras arquitetônicas como rampas e terrenos irregulares, em especial as crianças, uma vez que não possuem força suficiente para transpor obstáculos ou mesmo mover-se em uma cadeira de rodas comum, sentindo-se frustrados em ter que pedir auxílio o que gera um sentimento de dependência e atrapalha seu desenvolvimento social e pessoal. Objetivou-se a concepção de um mecanismo servo-assistido que auxiliasse a transposição de obstáculos. Como metodologia foi necessário a caracterização da população usuária e a influência da cadeira de rodas como elemento presente no seu desenvolvimento psicossocial além da modelagem cinemática e dinâmica da cadeira de rodas que foi utilizada na determinação de parâmetros para o controle do mecanismo servo-assistido, a modelagem da propulsão que permitiu a comprovação da redução dos esforços nas juntas dos membros superiores com a utilização da proposta .

Palavras Chave

- bioengenharia, cadeira de rodas, servo-assistida

Abstract

LOMBARDI JUNIOR, Arley de Barros, *Desenvolvimento e Modelagem de uma Cadeira de Rodas Servo-Assistida para Crianças*, Campinas,: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2002. 177 p. Dissertação (Mestrado)

Wheelchairs are usually the only solution available to solve the problem of mobility, however still now they are not enough efficient to bring handicapped condition people for a full interaction with the society, this work intent to minimize repetitive effort lesion problem, which occur transposing some difficult architectonic barriers as steps, ramp or irregular flour, especially children users, because they usually do not have enough power to transpose this kind of obstacle or moving themselves in a common wheelchair and in most time they feel frustrated in having to ask for helping what causes a dependence feeling which in consequence disturbs their social and personal developing. The objective is the servo-assisted mechanism conception which helps users to transpose this obstacles. The methodology used was firstly the complete user population characterisation and wheelchair influence over the users development psycho-social, besides was done cinematic and dynamic wheelchair modelling which was used to determine parameters for mechanism servo-assisted control. Finally propulsion modelling allow to confirm efforts reductions in upper extremity joints when the proposal was applied.

Key Words

- bioengineering, wheelchair, servo-assisted

Índice

Lista de Figuras	v
Lista de Tabelas	x
Nomenclatura	xi
1. Introdução	1
1.1 Definição de Pessoa Portadora de Deficiência	2
1.2 Número de deficientes no Brasil	6
1.3 Organização do Trabalho	9
1.4 Conclusões	11
2 Cadeira de rodas e desenvolvimento psicossocial	12
2.1 Cadeiras de Rodas e sua influência nas relações inter-pessoais	13
2.2 Breve histórico sobre a evolução das principais soluções para cadeiras de rodas ..	15
2.3 A importância da mobilidade no desenvolvimento global da criança	19
2.4 Lesões por esforço repetitivo em usuários de cadeiras de rodas	33
2.5 A importância da posição ereta para o deficiente	37
2.6 Cadeira de rodas servo-assitidas comerciais	38

2.7	Conclusões	40
3	Modelagem da cadeira de rodas	41
3.1	Tipos de movimento da roda	42
3.1.1	Rolamento / Escorregamento	42
3.2	Tipos de rodas	43
3.3	Modelagem Linear das Rodas (baseado nos trabalhos de Huston 1982, Chang e Lee 1990 e Becker 1997)	43
3.4	Cálculo dos ângulos de escorregamento ψ	45
3.5	Estabilidade para escorregamento lateral	46
3.6	Estabilidade à Tombamento Lateral	52
3.7	Tombamento em um plano inclinado e movimento linear	54
3.8	Tombamento em aclives e movimento linear	56
3.9	Curva plana com aceleração	59
3.10	Curva inclinada e aceleração	63
3.11	Caso mais geral - Plano com inclinação dupla, curva e aceleração	67
3.12	Dirigibilidade	73
3.13	Conclusões	78
4	Biomecânica do acionamento manual da cadeira de rodas	79
4.1	Antropometria e Biomecânica	80

4.2 Norma Brasileira ABNT 9050 – regulamentação para usuários de cadeiras de rodas	80
.....	
4.2.1 Rampas	80
4.2.2 Dimensões construtivas das cadeiras de rodas	82
4.3 Biomecanismo de Acionamento da Cadeira de rodas	83
4.3.1 Influências no processo de acionamento manual de uma cadeira de rodas	85
4.4 Definição da força de acionamento	90
4.5 Modelagem do acionamento manual da cadeira de rodas	93
4.5.1 Cinemática - Equação de Vínculo	95
4.5.2 Equacionamento de Newton-Euler	101
4.5.2.1 Dinâmica –Braço	101
4.5.2.2 Somatório de Forças e Momentos – Braço	103
4.5.2.3 Dinâmica – Ante-Braço	105
4.5.2.4 Somatório de Forças e Momentos – Ante-braço	108
4.5.2.5 Dinâmica – Punho	110
4.5.2.6 Somatório de Forças e Momentos – Punho	113
4.5.3 Representação gráfica das força e momentos atuantes sobre os membro superiores durante o acionamento manual de cadeira de rodas	114
4.6 Conclusões	124
5 Análise das Propostas	126

5.1	Propostas de soluções para o mecanismo de atuação	127
5.2	Modelagem quando utiliza-se planetários	130
5.3	Comportamento de uma cadeira de rodas manual	135
5.4	Cálculo da curva de frenagem de emergência	140
5.5	Estratégia de Controle.	143
5.6	Conclusões	145
6	Conclusões e perspectivas futuras	146
Anexo 01	147
Anexo 02	153
Anexo 03	156
Anexo 04	164
Referencias Bibliográficas	172

Lista de Figuras

1.1 – Distribuição da população portadora de deficiência no Brasil, Censo de 2001	6
1.2 – Distribuição etária da população com Hemiplegia no Brasil, Censo de 1991	7
1.3 – Distribuição etária da população com paraplegia no Brasil, Censo de 1991	8
2.1 – Porcentagem de lesões por Ler em usuários de cadeiras de rodas	35
2.2 – Fotos dos sistema Yamaha JWII e Alber E-motoin respectivamente	39
3.1 – Diagrama de forças para o movimento de rolamento / escorregamento da roda	42
3.2 – Esquemas de forças atuando sobre a roda	44
3.3 – Decomposição vetorial do velocidade de uma roda.	45
3.4 – Componentes das forças utilizadas no modelo de bicicleta adotado para a cadeira de rodas.	47
3.5 – Velocidade crítica para escorregamento lateral	52
3.6 – Modelo da cadeira de rodas em movimento linear submetido à uma força lateral.	53
3.7 – Modelagem da cadeira de rodas em movimento linear em um plano inclinado.	54
3.8 – Comportamento do ângulo crítico β em função das variáveis b e h	55
3.9 – Comportamento do ângulo crítico β em função das variáveis b (gráfico (a)) e h (gráfico (b)) separadamente	56
3.10 – Modelagem da cadeira de rodas em movimento linear em aclave	57
3.11 – Comportamento do ângulo crítico φ em função das variáveis b e h	58
3.12 – Comportamento do ângulo crítico φ em função das variáveis h (a) e l_2 (b) separadamente	59
3.13 – Modelo da cadeira de rodas em movimento curvilíneo e acelerado	60

3.14 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva no plano e com aceleração em função das variáveis b e h	61
3.15 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva no plano com aceleração em função das variáveis b (a) e h (b) separadamente	62
3.16 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva no plano e com aceleração em função das variáveis R e γ	62
3.17 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva no plano com aceleração em função das variáveis R (a) e γ (b) separadamente	63
3.18 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva inclinada e com aceleração em função das variáveis b e h	65
3.19 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva inclinada com aceleração em função das variáveis b (a) e h (b) separadamente	65
3.20 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva inclinada e com aceleração em função das variáveis R e β	66
3.21 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva inclinada com aceleração em função das variáveis R (a) e β (b) separadamente	66
3.22 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva inclinada e com aceleração em função das variáveis b e h (a) e R e β (b), para ângulos β negativos (declives).	67
3.23 – Diagrama de forças para a cadeira de rodas nas vistas superior e posterior	68
3.24 – Representação do comportamento da velocidade limite para uma curva em um plano com inclinação dupla e aceleração para os ângulo de inclinação da pista β e γ .	71
3.25 – Representação do comportamento da velocidade limite para uma curva em um plano com inclinação dupla e aceleração para os ângulo de inclinação da pista β (a) e γ (b) separadamente.	72
3.26 – Diagrama de corpo livre para a cadeira de roda em movimento circular.	73
3.27 – Representação da variáveis a_x (a) e V_x (b) no estudo de dirigibilidade em linha reta.	77
4.1 – Porcentagem de WPSR para os membros superiores (Sh.FI) Flexão do ombro, (El.Ext.) Extensão do cotovelo, (Wrist Ext.) Extensão do cotovelo, segundo Sabrick, (1999).	82
4.2 – Representação das principais grandezas apresentadas na norma ABNT 9050.	83
4.3 – Definição dos planos de referência para estudo de movimento (Iida,2000)	84

4.4 – Representa das vértebras cervicais, torácicas e lombares na coluna	86
4.5 – A figura a seguir representa as fases de propulsão para um indivíduo com coordenação motora normal, para diferentes posicionamentos do assento. (Hughes et al.,1992)	87
4.6 – Apresentação dos 4 diferentes padrões de propulsão. Souza (a e b), 2000	88
4.7 – Ciclo de acionamento de cadeira de rodas manuais para usuários dependentes e não dependentes de cadeira de rodas (Adaptada de Robertson (1996))	88
4.8 – Ciclo de acionamento da cadeira de rodas em função do tempo Becker (2001)	89
4.9 – Diagrama de forças atuantes sobre a cadeira de rodas em um plano inclinado	90
4.10 – Representação das bases móveis solidárias ao membros superiores.	93
4.11 – Esquema para determinação da equação de vínculo	96
4.12 – Representação do movimento das juntas dos membros superiores durante o acionamento manual da cadeira de rodas.	98
4.13 – Representação do movimento α_1 dos membros superiores durante o acionamento manual da cadeira de rodas	99
4.14 – Representação do comportamento do ângulo de acionamento α_1 durante o acionamento manual da cadeira de rodas	100
4.15 – Representação do comportamento do ângulo de acionamento α_2 durante o acionamento manual da cadeira de rodas	100
4.16 – Representação do comportamento do ângulo de acionamento α_3 durante o acionamento manual da cadeira de rodas	101
4.17 – Diagrama de corpo livre para o braço	101
4.18 – Diagrama de corpo livre para o ante-braço	105
4.19 – Diagrama de corpo livre para o punho	110
4.20 – Representação da velocidade e aceleração angular do ombro ($\dot{\alpha}_1$ e $\ddot{\alpha}_1$) em função do tempo	115
4.21 – Representação da velocidade e aceleração angular do cotovelo ($\dot{\alpha}_2$ e $\ddot{\alpha}_2$) em função do tempo	116
4.22 – Representação da velocidade e aceleração angular do pulso ($\dot{\alpha}_3$ e $\ddot{\alpha}_3$) em função do tempo	116

4.23 – Representação da forças exercidas pelo usuário e pelos motores nas duas simulações realizadas	117
4.24 – Representação da força atuante sobre o ombro na direção X (F_{ox})	118
4.25 – Representação da força atuante sobre o ombro na direção Y (F_{oy})	119
4.26 – Representação do momento atuante sobre o ombro na direção Z (M_o)	120
4.27 – Representação da força atuante sobre o cotovelo na direção X (F_{bx})	121
4.28 – Representação da força atuante sobre o cotovelo na direção Y (F_{by})	121
4.29 – Representação do momento atuante sobre o cotovelo na direção Z (M_b)	122
4.30 – Representação da força atuante sobre o pulso na direção X (F_{px})	122
4.31 – Representação da força atuante sobre o pulso na direção Y (F_{py})	123
4.32 – Representação do momento atuante sobre o pulso na direção Z (M_p)	124
5.1 – Roda com planetário interno	128
5.2 – Quadro com possíveis soluções construtivas do sistema propulsor	128
5.3 – Representação esquemática do planetário	129
5.4 – Ciclo do momento de acionamento da cadeira de rodas em função do tempo	132
5.5 – Comparação das curvas de acionamento dos motores com o momento fornecido pelo usuário	135
5.6 Gráfico do decaimento da cadeira velocidade angular da roda da cadeira de rodas em função do tempo.	138
5.7 – Gráfico do decaimento da cadeira aceleração angular da roda da cadeira de rodas em função do tempo.	139
5.8 – Representação do decaimento da velocidade da cadeira de rodas quando solicitada uma parada de emergência.	142
5.9 – Representação do comportamento dos momentos fornecido pelo usuário (M_u) e do momento fornecido pela cadeira de rodas (M_m) durante a frenagem de emergência.	143
5.10 – Diagrama de blocos do circuito de controle da cadeira de rodas	144
A1.1 – Distribuição etária da população portadora de cegueira no Brasil, Censo de 1991	148
A1.2 – Distribuição etária da população com falta de membros ou parte deles no Brasil, Censo de 1991	149

A1.3 – Distribuição etária da população com mais de uma deficiência no Brasil, Censo de 1991.	150
A1.4 – Distribuição etária da população com deficiência mental no Brasil, Censo de 1991	150
A1.5 – Distribuição etária da população com surdez no Brasil, Censo de 1991	151
A1.6 – Distribuição etária da população com tetraplegia no Brasil, Censo de 1991.	152
A2.1 – Representação da distribuição de peso da cadeira de rodas.	153
A3.1 – Figura com a representação das grandezas antropométricas encontradas no trabalho de Taylor e Francis (1986).	156
A3.2 – Modelo antropométrico humano baseado em equações de correlação estatísticas Lida (2000)	160
A3.3 – Modelo antropométrico humano baseado em equações de correlação estatísticas Lida (2000).	160
A3.4 – Recomendação para dimensionamento do vão livre das portas segundo ABNT 9050.	162
A3.5 – Zona de alcance preferencial no plano transversal superior segundo ABNT 9050	163
A3.6 – Zona de alcance preferencial no plano frontal segundo ABNT 9050	163
A4.1 – Modelagem do suporte dos planetas	167

Lista de Tabelas

2.1 – Resumo da diminuição de esforços com a utilização de cadeiras de rodas servo-assistida (adaptada de Arva 2000 b)	40
3.1 – Tabela comparativa dos valores de estabilidade para uma dada cadeira de rodas	76
4.1 – Dimensões recomendadas para rampas segundo a ABNT 9040	81
4.2 – Grupos utilizados para verificar a influência do nível de lesão medular no biomecanismo de acionamento de cadeiras de rodas manuais. (Dallmeijer et al., 1994)	85
4.3 – Tabela com os posicionamentos estudados por Hughes et al. (1992)	86
A3.1 Resumos das grandezas antropométricas do trabalho de Taylor e Francis (1996)	157
A3.2 Relações de peso e comprimento de segmentos do corpo humano com a altura e o peso do indivíduo. (Hall,2000)	161

Nomenclatura

Letras Latinas

a	– aceleração linear	[m/s ²]
a	– largura do suporte dos planetas	[m]
b₁ab_{cg}	– aceleração do CG do braço na base móvel B1	[m/s ²]
b₂ab_{cg}	– aceleração do CG do ante-braço na base móvel B2	[m/s ²]
b₃ap_{cg}	– aceleração do CG do pulso na base móvel B3	[m/s ²]
A	– constante depende da propriedade da roda	[]
Ac	– rotação do anel externo	[rad/s]
Ap	– rotação dos planetas	[rad/s]
\dot{A}_p	– aceleração angular das engrenagens planetárias	[rad/s ²]
Ap	– rpm do parafuso com rosca sem-fim	[rad/s]
Ar	– rotação da coroa	[rad/s]
As	– rotação da engrenagem Sol	[rad/s]
B	– constante depende da propriedade da roda	[]
b_i	– variável utilizada para solução de sistema de equações	[]
b	– largura da cadeira de rodas	[m]
c	– espessura do suporte dos planetas	[m]
ca	– comprimento do ante-braço	[m]
cb	– comprimento do braço	[m]
cp	– comprimento do pulso	[m]
Cn	– carga normal à roda	[N]
Cψ	– rigidez ao escorregamento da roda	[]
da	– diâmetro do ante-braço	[m]
db	– diâmetro do braço	[m]
dp	– diâmetro do pulso	[m]
dc	– diâmetro do suporte dos planetas	[m]
Dp	– diâmetro dos planetas	[m]
Dr	– diâmetro do anel externo	[m]
Ds	– diâmetro da engrenagem Sol	[m]
Dc	– diâmetro do suporte dos planetas	[m]
Ec	– energia cinética	[kg.m ² /s ²]

F	– força total de resistência ao movimento	[N]
F	– força lateral	[N]
Fbx	– força atuante sobre o cotovelo na direção longitudinal	[N]
Fby	– força atuante sobre o cotovelo na direção transversal	[N]
Fe	– forças externas atuantes sobre o suporte dos planetas	[N]
Flong	– força longitudinal devido ao movimento curvilíneo	[N]
Flat	– força transversa devido ao movimento curvilíneo	[N]
Fmax	– força máxima exercida pelo usuário	[N]
Fmão	– Força exercida pela mão do usuário	[N]
Fox	– força atuante sobre o ombro na direção longitudinal	[N]
Foy	– força atuante sobre o ombro na direção transversal	[N]
Fpx	– força atuante sobre o pulso na direção longitudinal	[N]
Fpy	– força atuante sobre o pulso na direção transversal	[N]
Frs	– força de ação da roda sobre o solo	[N]
Fsr	– força de reação do solo sobre a roda	[N]
Fx	– força longitudinal	[N]
Fx	– força longitudinal ao aro de propulsão	[N]
Fy	– força de reação transversal na roda	[N]
Fy	– força de reação transversal ao aro de propulsão	[N]
h	– altura do CG da cadeira de rodas	[m]
Izz	– Momento de inércia	[kg.m ²]
Izza	– Momento de inércia ante-braço	[kg.m ²]
Izzb	– Momento de inércia braço	[kg.m ²]
Izzp	– Momento de inércia punho	[kg.m ²]
J	– Momento de inércia das engrenagens	[kg.m ²]
Kus	– coeficiente de estabilidade da cadeira de rodas	[]
L	– comprimento da cadeira de rodas entre eixos	[m]
l1	– distância entre o centro de gravidade e o eixo dianteiro da cadeira de rodas	[m]
l2	– distância entre o centro de gravidade e o eixo traseiro da cadeira de rodas	[m]
ld	– largura dos dentes da engrenagem	[m]
m	– massa do sistema cadeira de rodas e criança	[kg]
m	– módulo da engrenagem	[mm]
mn	– módulo normal da engrenagem	[mm]
ma	– massa do ante-braço	[kg]
mb	– massa do braço	[kg]
mp	– massa do pulso	[kg]
{Mb}	– momento atuante sobre o cotovelo	[N.m]
{Mo}	– momento atuante sobre o ombro	[N.m]
{Mp}	– momento atuante sobre o pulso	[N.m]
n	– número de motores	[]
Nc	– número de dentes da coroa	[]
Ne	– número de entradas do parafuso	[]
Np	– número de dentes da engrenagem planeta	[]
Nr	– número de dentes do anel externo	[]
Ns	– número de dentes da engrenagem sol	[]

P	– peso efetivo do sistema	[N]
{_iPa}	– peso do ante-braço	[kg]
{_iPb}	– peso do braço	[kg]
{_iPp}	– peso do pulso	[kg]
Pot	– potência	[W]
Pt	– potência aplicada à roda	[W]
R	– raio de curvatura da cadeira de rodas	[m]
[R]	– matriz transformação de coordenadas	[]
Rf	– resistência ao rolamento rodas frontais	[N]
Rt	– resistência ao rolamento rodas traseiras	[N]
Rp	– raio dos planetas	[m]
Rc	– raio do suporte dos planetas	[m]
Rr	– raio do anel externo	[m]
Rs	– raio da engrenagem Sol	[m]
r	– raio da roda da cadeira de rodas	[m]
{_{B1}r_{b_{cg}}}	– distância entre o ombro e o CG do braço	[m]
{_{B2}r_{a_{cg}}}	– distância entre o cotovelo e o CG do ante-braço	[m]
{_{B3}r_{p_{cg}}}	– distância entre o pulso e o CG do punho	[m]
T	– torque	[N.m]
T1	– tempo de subida da força exercida pelo usuário	[s]
T2	– tempo da força exercida pelo usuário constante	[s]
T3	– tempo da força exercida pelo usuário retomada	[s]
V	– velocidade da roda	[m/s]
V_p	– volume da engrenagem planeta	[m ³]
{b1}v{b_{cg}}	– velocidade do CG do braço na base móvel B1	[m/s]
{b2}v{b_{cg}}	– velocidade do CG do ante-braço na base móvel B2	[m/s]
{b3}v{p_{cg}}	– velocidade do CG do pulso na base móvel B3	[m/s]
V_f	– velocidade da roda frontal	[m/s]
{b1}V{rel}	– velocidade relativa do braço na base móvel B1	[m/s]
{b2}V{rel}	– velocidade relativa do ante-braço na base móvel B1	[m/s]
{b3}V{rel}	– velocidade relativa do pulso na base móvel B1	[m/s]
_{b1}V_o	– velocidade do ombro no sistema móvel B1	[m/s]
V_t	– velocidade da roda traseira	[m/s]
V_x	– velocidade do sistema na direção longitudinal	[m/s]
V_y	– velocidade do sistema na direção transversal	[m/s]
\dot{V}_y	– derivada da velocidade do sistema na direção transversal	[m/s ²]
W	– Peso sistema cadeira de rodas e criança	[N]
w	– rotação da roda	[rad/s]
w_z	– derivada da rotação da roda	[rad/s ²]
X	– direção ortogonal do sistema de coordenadas	[]
\dot{x}	– velocidade linear do sistema cadeira de rodas e criança	[m/s]
Y	– direção ortogonal do sistema de coordenadas	[]
Z	– direção ortogonal do sistema de coordenadas	[]

Letras Gregas

α	– ângulo de rotação dos membros superiores em relação à Z	[rad]
β	– ângulo de inclinação do plano rotação em Z	[rad]
δ	– ângulo de giro da roda	[rad]
κ	– ângulo de Yaw	[rad]
φ	– ângulo de inclinação do plano rotação em Y	[rad]
ϕ	– ângulo de hélice das engrenagem helicoidais	[rad]
μ	– coeficiente de atrito dinâmico	[]
θ	– ângulo de rotação da roda	[rad]
ψ	– ângulo de escorregamento	[rad]
ρ_{Al}	- densidade do alumínio	[kg/ m ³]
ω	– rotação das rodas	[rad/s]
$B_1\omega_1$	– rotação do sistema móvel B1	[rad/s]
$B_2\omega_2$	– rotação do sistema móvel B1	[rad/s]
$B_3\omega_3$	– rotação do sistema móvel B1	[rad/s]
σ	– torque aplicado à roda	[N.m]
σ_{xx}	– tensão atuante sobre o suporte dos planetas	[N/m ²]

Subscritos

1,2	– rodas traseira e frontal
B1	– sistema de referencia móvel
B2	– sistema de referencia móvel
critica	– refere-se à limite de velocidade
i	– índice de elementos de uma matriz
i	– índice de elementos dos membros superiores
I	– sistema de referencia inercial
f	– frontal
limit	– limite para velocidade
t	– traseiro
x,y,z	– direções ortogonais

Abreviações

CA	- Chronological Age – Idade Cronológica
CG	- Centro de Gravidade
ET	- Eixo de Tombamento
LER	- Lesão por esforço repetitivo
MPV	- Miniatura de Veículo Elétrico – Miniature Powered Vehicle;
MWU	- Manual WheelChair User – Usuário de cadeira de rodas manual

SNC - Sistema Nervoso Central
TT - Eixo de tombamento

Siglas

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas
CORDE - Coordenadoria Nacional para integração da Pessoa Portadora de Deficiência;
IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
ONG - Organizações Não Governamentais
ONU - Organização das Nações Unidas
OMS - Organização Mundial de Saúde

Capítulo 1

Introdução

Este trabalho inspira-se na necessidade do desenvolvimento de produtos visando atender às necessidades de pessoas em condição de deficiência motora, em particular a criança que é obrigada a utilizar cadeiras de rodas para sua locomoção. Já está claro a importância de trabalhos que visam a integração de pessoas em condição de deficiência física à sociedade, cita-se como exemplo campanhas governamentais ou mesmo patrocinadas por Organizações Não Governamentais (ONG) de grande veiculação na televisão e rádio.

Na questão de integração social são as crianças que mais sofrem os efeitos de sua locomoção estar vinculada à utilização de uma cadeira de rodas, pois a sociedade como um todo ainda não está preparada para recebê-las com uma infra-estrutura adequada.

A infra-estrutura necessária para que a criança ou mesmo a pessoa em condição de deficiência motora significa, rampas de acesso, pavimentação regular, portas com sistemas que facilitem sua abertura e fechamento, etc.

O maior problema enfrentado pela criança é o fato de sua musculatura muitas vezes não ser suficiente para que sozinha consiga vencer os obstáculos com os quais se depara, surge daí a necessidade do desenvolvimento de uma cadeira de rodas capaz de “fornecer” a parcela de energia que falta para que a criança possa superar as barreiras. Soma-se a este fato a hemiparesia,

muito comum em pacientes com paralisia cerebral (P.C.), onde existe um desenvolvimento diferenciado dos hemisférios do tronco.

1.1 Definição de Pessoa em Condição de Deficiência

Inúmeras definições podem ser fornecidas para deficiência. Segue abaixo uma relação das principais regulamentações brasileiras à este respeito.

A lei no. 7.853, de 24 de outubro de 1989, tratou de definir pessoa portadora de deficiência, em seu artigo terceiro: “ art. 3º: considera-se pessoa portadora de deficiência aquela que apresenta, em caráter permanente, perdas ou anormalidades de sua estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica, que gerem incapacidade para o desempenho de atividade, dentro do padrão considerado normal para o ser humano” (Brasil, 1989)

Embora a lei 7.853, seja importante como elemento de inserção da questão da deficiência no âmbito legislativo, foi infeliz em ter determinado que a pessoa em condição de deficiência e aquela que está de certa forma fora do padrão considerado normal para o ser humano, lembrando a Profa. Mantoan (1998) “nós, os humanos, somos seres únicos, singulares e que é injusto e inadequado sermos categorizados, a qualquer pretexto”. Por este motivo neste trabalhos a pessoa que possui alguma deficiência será tratada como pessoa em condição de deficiência.

Já o decreto N° 3298 de 20 de Dezembro de 1999 , que regulamentou a Lei 7853-89 que dispõe sobre o apoio às pessoas em condição de deficiência, sua integração social, sobre a Coordenadoria Nacional para integração da Pessoa Portadora de Deficiência (CORDE), institui a tutela jurisdicional de interesses coletivos ou difusos dessas pessoas, disciplina a atuação do Ministério Público, define crimes, e dá outras providências, define deficiência com sendo:

“1º considera-se deficiência uma redução efetiva e acentuada da capacidade de integração social com necessidade de equipamentos, adaptações, meios ou recursos especiais a fim de receber ou transmitir informações necessárias ao desempenho da função a ser exercida.

2º deficiência permanente se define como aquela que ocorreu ou se estabilizou durante um período de tempo suficiente para não permitir recuperação ou ter probabilidade de que se altere apesar de novos tratamentos médicos e cirúrgicos...” (Brasil, 1989)

Esta lei trás como contribuição importante a definição das características das pessoas em condição de deficiência e também a definição de quais os tipos de limitações no tocante a integração social são consideradas pela lei para efeitos de benefícios e ações públicas para melhoria das condições de vida dos portadores destas limitações As demais definições estão apresentadas no anexo 01.

“A. Deficiência física

Traduz-se como alteração completa ou parcial de um ou mais segmentos do corpo humano, tendo como consequência o comprometimento da função motora. Apresenta-se sob diversas formas, dentre as quais algumas abaixo exemplificadas:

- ◆ paraplegia: perda total das funções motoras dos membros inferiores.
- ◆ paraparesia: perda parcial das funções motoras dos membros inferiores.
- ◆ monoplegia: perda total das funções motoras de um só membro (podendo ser membro superior ou membro inferior).
- ◆ monoparesia: perda parcial das funções motoras de um só membro (podendo ser membro superior ou membro inferior).
- ◆ tetraplegia: perda total das funções motoras dos membros inferiores e superiores.
- ◆ tetraparesia: perda parcial das funções motoras dos membros inferiores e superiores.

- ◆ triplegia: perda total das funções motoras em três membros.
- ◆ triparesia: perda parcial das funções motoras em três membros.
- ◆ hemiplegia: perda total das funções motoras de um hemisfério do corpo (direito ou esquerdo).
- ◆ hemiparesia: perda parcial das funções motoras de um hemisfério do corpo (direito ou esquerdo).
- ◆ amputação: perda total de um determinado segmento de um membro (superior ou inferior).
- ◆ paralisia cerebral: lesão de uma ou mais áreas do sistema nervoso central tendo como consequência alterações psicomotoras, podendo ou não causar deficiência mental.(...)” (Brasil, 1989)

Além disso o movimento prejudicado pode ser o resultados de injúrias ou mal funcionamento de qualquer sistema neurológico ou bio-mecânico do corpo. A reabilitação é o processo pelo qual o paciente recebe tratamento para corrigir o prejuízo ao movimento e são reeducados em movimentos funcionais. (Coleman,2000)

As patologias podem ser classificadas de acordo com o sistema corpóreo atingido:

- Patologias motoras: patologias musculares ou de transmissão neuromuscular (moto-neurônio alfa)) – caracteriza-se por perda total ou parcial de movimento de um músculo ou grupo muscular seu resultado é a perda de ação final do movimento
- Patologias sensoriais: problemas de transmissão aferente (reabilitação interna) e /ou exterocepção (percepção do meio externo)) – caracteriza-se interrupção na transmissão

de informação proprioceptiva e/ou exterocepção como resultado ocorre a falha no processo de realimentação e deficiência no controle dos mesmos,

- Patologias de controle central: problemas nos sistema nervoso central (SNC) - sistema de controle cérebro medula – resulta em perda total ou parcial de características do movimento uma vez que neste caso o controle é que fica prejudicado,.
- Patologias esqueléticas: problemas ortopédicos, deformidades , problemas articulares, amputações) provocam mudanças no movimento por alterações no comportamento das alavancas,
- Patologias energéticas: deficiências metabólicas (deficiência na produção de energia) caracteriza-se por redução metabólica e resulta na busca pelo indivíduo de compensações para redução do consumo energético. (Quevedo,2001)

Uma consideração de deve ser bastante ressaltada é que muitas das patologias ocorrem em conjunto, portanto dificultando a determinação da causa fundamental e das compensações que ocorrem para compensar problemas nos movimentos funcionais.

Como pode-se observar pelos textos acima, as definições umas mais detalhadas outras menos, concordam que a pessoa em condição de deficiência física é aquele que por qualquer motivo não consegue exercer funções consideradas normais aos ser humano, esta definição é muito abrangente e inclui pessoas que sofrem de diabetes, problemas cardíacos, etc.

A legislação brasileira é rica em leis para a defesa e auxílio à pessoa em condição de deficiência física, porém existe a necessidade de conscientização da população para lutar pelos seus direitos.

Mesmo assim muitas pessoas que deveriam ser consideradas em condição de deficiente não o são devido ao receio de serem menosprezadas, ou perderem o emprego. Mesmo órgãos

governamentais que deveriam utilizar-se destas definições não o fazem como é o caso do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) que não considerou esta definição quando da realização do Censo de 1991.

1.2 Número de deficientes no Brasil

No Brasil o órgão responsável pela coleta e divulgação dos resultados à respeito das características sociais e econômicas da população é o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), porém infelizmente este não apresenta dados suficientes e atualizados a respeito do número de portadores de deficiência no Brasil. Seu último trabalho divulgado foi o Censo de 2001, que baseia suas informações em pesquisa domiciliares e por amostragem, de forma que pode-se considerar que os dados aqui apresentados não representam fielmente a totalidade de pessoas em condição de deficiência no Brasil.

Estes dados foram aceitos pois, embora não precisos são parâmetros utilizados pelo governo para classificar a importância ou não dos trabalhos referentes ao tema. As pessoas em condição de deficiência deveriam lutar para que as leis fossem cumpridas, uma vez que têm o direito à emprego e lazer com todos os cidadãos. Necessitam porém de algumas adaptações nos ambientes e também da conscientização dos demais cidadãos em relação aos seus direitos.

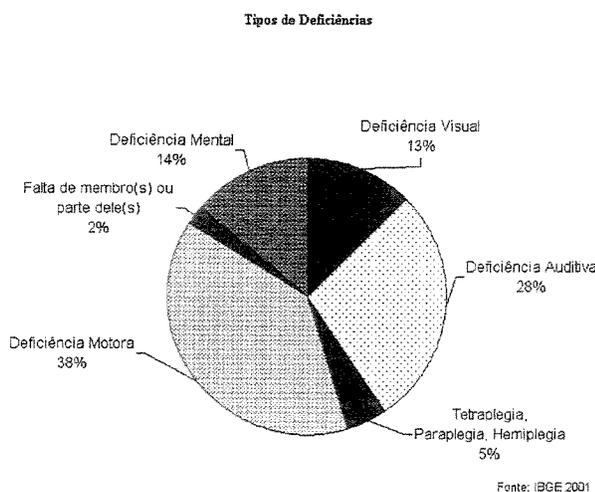


Figura 1.1 Distribuição da população em condição de deficiência no Brasil, Censo de 2001

Segundo o IBGE o total de pessoas em condição de deficiência no Brasil em 2001 era de 24,5 Milhões de habitantes o que totaliza aproximadamente 14,5% da população brasileira. Nesta pesquisa pessoas portadores de diabetes, doenças cardíacas, asma, osteopores, não são levadas em conta menosprezando uma parcela significativa da população.

Utilizando de uma estimativa mais abrangente a Organização das Nações Unidas (ONU) estima que para o Brasil 15 % da população tenha algum tipo de deficiência e de acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS) a cada mês cerca de 8.000 pessoas tornam-se dependentes de uma cadeira de rodas no Brasil devido à um acidente de transito ou tiro.

Os gráficos que se seguem apresentam a distribuição número de pessoas classificadas quanto ao sexo e faixa etária para cada uma das condições de deficiência física hemiplegia e paraplegia catalogada durante o Censo de 1991, estes parâmetros são importantes porque com eles têm-se uma visão mais realísticas do grau de necessidade de um trabalho específico para uma determinada faixa etária. As distribuições etária para outras situações de deficiência estão apresentadas no Anexo 01.

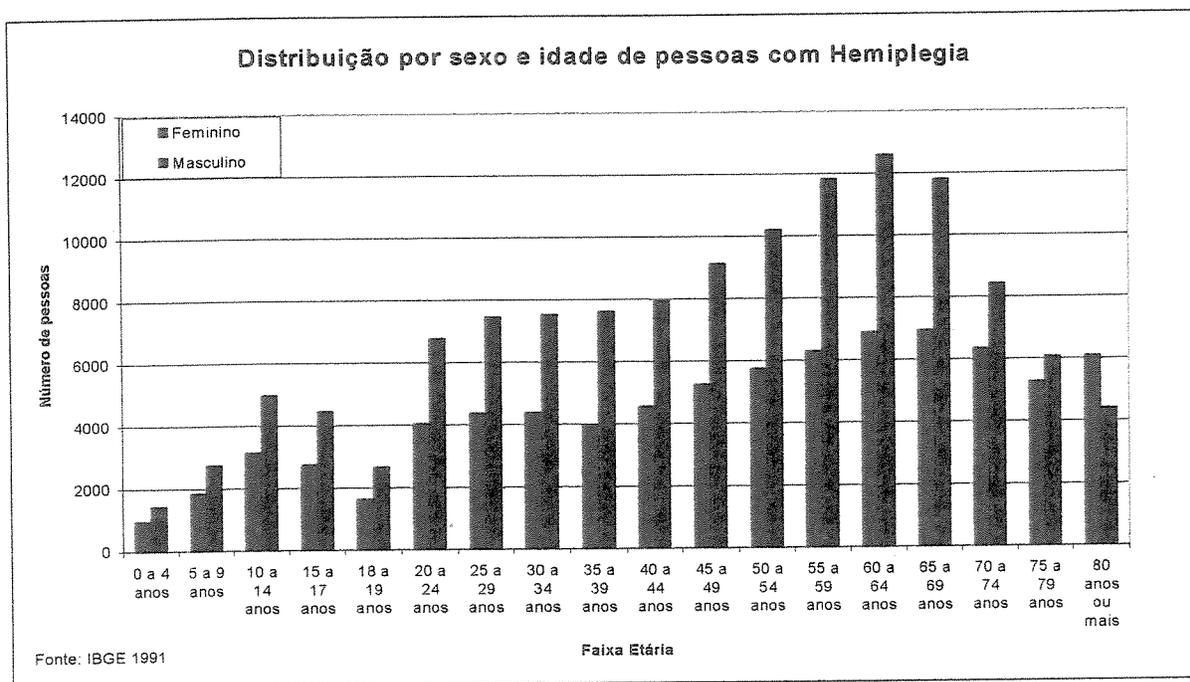


Figura 1.2 Distribuição etária da população com Hemiplegia no Brasil, Censo de 1991

Este tipo de deficiência mostra-se dominante em praticamente todas as faixa etárias no sexo masculino e caracteriza-se pela perda total parcial dos movimento em um hemisfério do corpo, como já definido anteriormente. O surgimento em idades mais avançadas é devido principalmente à acidente vascular cerebral (“derrame”) e segundo os dados aqui apresentados figura 1.2, tem um fator de maior incidência na faixa etária de 50 à 70 anos.

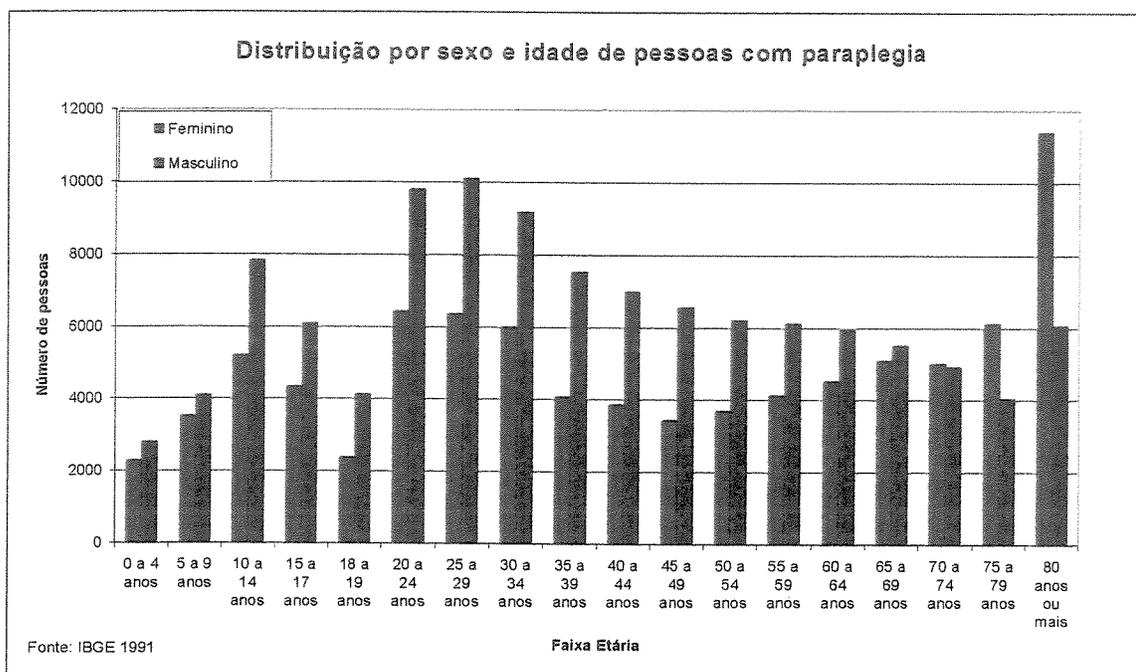


Figura 1.3 Distribuição etária da população com paraplegia no Brasil, Censo de 1991

A paraplegia assim tem como principais causas em pessoas na faixa etária de 20 à 40 anos na violência ou principalmente devido a acidentes no trânsito. É também nesta faixa etária onde apresenta-se as maiores diferenças entre o número de homens e mulheres portadores destas deficiências. Na infância a causa mais comum é a paralisia cerebral.

Nos EUA estima-se que existam mais de 1,4 milhões de usuários de cadeiras de rodas e aproximadamente 75% destes utilizam-se de cadeiras de rodas manuais. (Center for Assitive Technology, 2000). E é um consenso entre consumidores, especialistas, contatos industriais e pesquisadores que a propulsão em cadeiras de rodas manuais deve ser aprimorada.

Sendo que as 3 principais razões para a melhoria da propulsão de cadeiras de rodas são:

- usuários alcançam maior independência:

Barreiras arquitetônicas estão presentes diariamente e para transpô-las necessita-se de maior força e resistência que às vezes é indisponível a alguns indivíduos. A melhoria na propulsão irá reduzir a fadiga física e o esforço requerido para mover a cadeira de rodas. Tal tecnologia trará benefícios para a velhice e infância que geralmente têm menor força e irá diminuir o stress nas extremidades e juntas superiores do corpo para os usuários como um todo.

- benefícios físicos:

Injúrias no ombro tem sido mostrado em 60% dos usuários de cadeiras de rodas manuais. Além disso cotovelo, pulso e mão ocorrem em 16%, 13% e 14% respectivamente (Cooper, 1998 e Center for Assitive Technology, 2000). A incidência de síndrome de tunel carpal e tendinite na rotação do pulso por exemplo são mais que 50% para usuários de cadeiras de rodas manuais (MWU) se comparado com 3% para população normal. (Center for Assitive Technology, 2000)

Durante a propulsão usuários tem que exercer grande força para propelir a cadeira de rodas para frente. Além disso existem componentes de força que são direcionadas no sentido transversal e vertical do aro que não contribuem para o movimento, mas é necessária para fornecer atrito entre a mão e o aro de propulsão, quando da realização do movimento.

- a população de usuários é significativa:

Indivíduos que usam cadeiras de rodas geralmente tem fraqueza nas extremidades inferiores, paralisia, amputação, andar inseguro ou difícil podem ainda ser incluído danos à coluna vertebral, hemiplegia e outros tipos de paralisia, esclerose múltipla, paralisia cerebral (P.C.), espinha bifida, artrites e amputação de membros inferiores.

1.3 Organização do Trabalho

Este capítulo tem como finalidade a caracterização e quantificação da população usuária em potencial de uma cadeira de rodas servo assistida, bem como algumas definições do que, segundo a legislação, seria uma pessoa em condição de deficiência física.

No capítulo seguinte será realizado um levantamento das influências da cadeira de rodas sobre a população usuária, ou seja, as influências no desenvolvimento motor e psicossocial da criança. Onde é caracterizado as relações entre a utilização da cadeira de rodas e as relações inter-pessoais e também a mobilidade e o desenvolvimento global da criança. É demonstrado também neste capítulo a ocorrência de LER em usuários de cadeira de rodas manual.

Em virtude destas informações surgiu a proposta da concepção de uma cadeira de rodas servo-assistida, cujo princípio é a motorização da cadeira de rodas, mas que somente atuará quando o esforço sobre o aro de propulsão ultrapassar um determinado limite de conforto e/ou segurança para o usuário, no restante do tempo apenas a força do usuário será suficiente para impulsionar a cadeira.

Uma vez que a cadeira de rodas necessitará de controle para determinar o momento de acionamento dos motores é importante também conhecer seu comportamento quanto à estabilidade dinâmica e sua dirigibilidade, pois o conhecimento dos limite de estabilidade permite a programação destes no controle e como o público alvo escolhido são criança, que não tem grande conhecimento sobre limites de estabilidade caberá ao controle a limitação da velocidade para cada situação de forma que a criança não corra o risco de acidentarse. Esta caracterização do comportamento da cadeira de rodas está demonstrada no capítulo 3.

Resta ainda o conhecimento e caracterização do ciclo de acionamento da cadeira de rodas, apresentado no capítulo 4, para que possam ser realizadas simulações, que visam comprovar os benefícios da utilização de uma cadeira de rodas servo-assistida que é principalmente a redução dos esforços sofridos pelas juntas dos membros superiores e com isso uma diminuição de possíveis LER e com isso o aumento da mobilidade da criança possibilitando seu desenvolvimento motor e psicossocial pleno.

Finalmente é apresentado no capítulo 5, algumas propostas de mecanismos de disposição e acionamento dos motores, que devem ser compactos pois, visam estar contidos na própria roda da cadeira além da simulação de seu acionamento bem como considerações sobre o controle da

cadeira de rodas, e simulações que serão importantes para o entendimento do comportamento da cadeira de roda em condições usuais e servir de base para alguns algoritmos de controle, como frenagem e inércia.

1.4 Conclusões

O objetivo deste capítulo foi situar o leitor em relação à importância quanto à parcela da população que enfrenta problemas devido a deficiência seja ela física ou mental, e que embora os dados aqui apresentados sejam de certa forma otimistas quanto ao número deve-se lembrar que não corresponde à realidade atual.

Deve-se lembrar que os tipos de deficiências são muitas e portanto impossível tratar de todos em um único trabalho, portanto decidiu-se que neste trabalho o enfoque seria dado à usuários de cadeiras de rodas na infância, fase de extrema importância para o desenvolvimento da pessoa, ou melhor do cidadão. Porém mesmo com esta definição os usuários de cadeiras de rodas apresentam muitas diferenças decorrentes da natureza de sua doença e portanto é difícil generalizar um produto para todos os tipos de usuários mesmo nesta faixa etária.

Cadeiras de rodas são utilizadas por pessoas com vários tipos de deficiência física, porém quando estas desenvolvem danos na extremidade superior do corpo, causados geralmente por esforço repetitivo, ou envelhecem ou ainda são muito novos e não possuem potência muscular adequada, a propulsão é afetada, dificultando assim sua utilização. Já o uso de cadeiras de rodas motorizadas nem sempre é adequado, devido à considerações como peso, custo, necessidade de manutenção, além de considerações psicológicas.

E como pode-se observar existe uma grande parcela de usuários que sofrem de LER devido a utilização de cadeiras de rodas manuais, mas principalmente devido ao fato do esforço excessivo necessário a movimentação e dos membros superiores não estarem evoluídos à ponto de possuírem a mesma capacidade dos inferiores no tocante à proporcionar maior mobilidade sem fadiga muscular.

Capítulo 2

Cadeira de rodas e desenvolvimento psicossocial

Este capítulo tem como finalidade mostrar a grande influência da cadeira de rodas sobre o desenvolvimento psicossocial da criança, e mostrar que quando a mesma apresenta melhores condições de mobilidade seu desenvolvimento como um todo é melhorado.

A cadeira de rodas é a primeira e talvez a única forma de mobilidade independente que a criança portadora de deficiência física conhece, porém a criança também necessita de estímulos para seu desenvolvimento completo, que só pode ser atingido a medida que esta tem a oportunidade de interagir com o meio e as pessoas que a cercam. É este o grande papel da cadeira de rodas na infância das crianças em condição de deficiência.

Existem numerosos trabalhos referentes ao aumento da capacidade de mobilidade da criança e sua relação com seu desenvolvimento psicossocial e são mostrados neste capítulo os principais fatores influenciados pelo aumento da mobilidade, fatores estes como a integração social, o desenvolvimento psicológico, a independência entre outros.

Os trabalhos citados contribuíram como base para o desenvolvimento da concepção de uma cadeira de rodas que possa atender as necessidades da criança, quanto a sua mobilidade, para que no futuro o deficiente tenha a oportunidade de um desenvolvimento global e uma maior integração social.

2.1 Cadeiras de Rodas e sua influência nas relações inter-pessoais

Cadeiras de rodas são atualmente a única solução (ou pelo menos a mais acessível) disponível para o problema de mobilidade, porém ainda não facilitam a participação em uma gama de atividades associada com a existência independente e saudável.

O movimento de liberação da década de 60 focava a atenção nas necessidades de oportunidade iguais de várias minorias com inabilidade motora (Browning et al. 1996). Para pessoas em condição de deficiente a necessidade de oportunidades iguais correspondem em acessibilidade e mobilidade independente. As necessidades mais óbvias de emprego e educação têm agora, em parte, sido amenizadas por legislação que governa construção acessível e transporte voltados à estas pessoas. Mas outras oportunidades de natureza menos óbvia permaneceram negligenciadas e inacessíveis (citam-se entre elas a capacidade de interação social e independência).

Tarefas essenciais a vida independente e saudável não só representam nossas necessidades fisiológicas, mas também as necessidades psicológicas e espirituais do ser humano. Manter nossas necessidades físicas – comer, dormir, etc – não representa uma condição de mobilidade independente. A oportunidade para se encontrar com outros, até mesmo competir, também é dependente da habilidade para mover ao redor independentemente. Produzir, criar, divertir-se – cada uma destas atividades afeta nossa saúde mental e a nossa capacidade de interagir socialmente, e tudo depende até certo ponto de mobilidade. Para pessoas não-inválidas, estes comportamentos são facilmente questões pequenas e passam despercebidas. Em resumo, não há um aspecto de nossa existência que não seja afetado por nossa habilidade para mover-se independentemente. (Browning et al. 1996)

Avanços em projeto de cadeira de rodas aumentaram a possibilidade de mobilidade à pessoas em condição de deficiência física, mas eles não reduziram as limitações inerente para o uso de rodas, principalmente no tocante à criança, que além de terem que enfrentar o problema de não poder se locomover independentemente ainda enfrentam o projeto antiquado e às vezes

ofensivo, do ponto de vista estético, das cadeiras de rodas atuais.

O mundo do qual os usuários de cadeira de rodas participam está largamente definido pelas capacidades da cadeira de rodas. Ambientes naturais e artificiais apresentam obstáculos para pessoas com deficiência motora. O ambiente natural tem uma variedade de terrenos a maioria dos quais são desiguais e muitos soltam-se, como areia, pedras, e neve. Nenhum destes é transposto facilmente por uma cadeira de rodas tradicional, e a tarefa essencial de "Diversão" é normalmente associada com terrenos como estes, as atividades recreativas como acampar, caminhar e jogos esportivos ao ar livre impuseram demandas incomuns para cadeiras de rodas convencionais. Segundo Browning et al. 1996 só aproximadamente 0,5% da superfície da Terra é acessível para usuários de cadeira de rodas.

Porém, para usuários de cadeira de rodas urbanos, características ambientais como meio-fios, degraus, passagens estreitas e entradas, instalações de banheiro, escadas rolante, e cantos abruptos são problemas significativos. Embora a maioria dos ambientes urbanos públicos sejam acessíveis às cadeiras de rodas, pois são legalmente obrigados adequar-se caso ainda não o sejam. Ambiente privados e residenciais só são tornados acessíveis por necessidade pessoal. As pessoas que usam cadeiras de rodas são obrigadas a adaptar seus próprios ambientes. Estes fatos impedem o indivíduo de viver independentemente, estabelecer território e controlar espaço.

Território também é um fator principal em interações sociais como constado por Browning et al. 1996, Verbug et al. 1984, Butler 2000 e 1984 e Paulsson & Christofferaen 1984. Em seus estudos fica explícito que aqueles que controlam território, freqüentemente controlam as relações interpessoais. Para reuniões, de cunho pessoal ou empresarial funcionarem bem, deve haver um senso de igualdade, uma reciprocidade social, ou seja, a pessoa não deve se sentir diminuída por seus convidados ou anfitriões.

A posição sentada impõe limites aos movimentos verticais e laterais, enquanto alcançar lugares altos como gabinetes e estantes normalmente não são possíveis. Adicionalmente, a maioria dos equipamentos projetados para ser operado na posição ereta não podem ser usados

por pessoas sentadas. A falta de mobilidade vertical cria outros problemas para usuários de cadeira de rodas, transferir-se de dentro para fora e/ou vice-versa de uma cadeira de rodas pode ser um desafio uma vez que normalmente são feitas transferências à outra mobília cuja altura pode variar. Um esforço tremendo é exigido para erguer a si mesmo até uma superfície mais alta caso a altura da cadeira de rodas não possa variar (Browning et al. 1996).

A esfera social também é afetada pela falta de movimento vertical, pois um usuário de cadeira de rodas é olhado frequentemente abaixo em ambos aspectos fisicamente e psicologicamente, por pessoas não-inválidas ao se encontrar, principalmente a primeira vez, ou pessoas que não estão acostumadas a se relacionar com deficientes. O estigma de imperfeição é aumentado quando interação social não está “a nível de olho no olho” segundo Browning et al. 1996.

Também sendo imposto a uma posição sentada pela maior parte de um dia pode gerar problemas de saúde. complicações como feridas de pressão, infecções urinárias, circulação de sangue pobre, contrações, osteoporose, espamos, problemas de calcificação de ossos são problemas médicos comuns entre usuários de cadeira de rodas.

As capacidades das cadeiras de rodas definem o mundo com que os usuários podem vir a interagir. Zona rural ou urbana, em lugar fechado ou ao ar livre, os ambientes impõem uma variedade larga de restrições em mobilidade e viver independente e saudável.

2.2 Breve histórico sobre a evolução das principais soluções para cadeiras de rodas

A cadeira de rodas é a solução tradicional à problemas de mobilidade. Seu estilo tem mudado bastante durante os anos sendo cada vez mais complexas e ampliando a mobilidade do usuário.

No século VI foi vista primeira imagem de uma cadeira de rodas desenhada em uma pedra de um sarcófago chinês. No século XVI o rei da Espanha Filipe II usou uma cadeira elaborada

com rodas, braços e pernas móveis.

A primeira cadeira de roda que se assemelha dos dias de hoje foi encontrada no século XVIII e possuía duas rodas frontais de grandes diâmetros e uma roda traseira.

Nos séculos XIX e XX seguindo a guerra Civil Americana e a primeira guerra mundial, as primeiras cadeiras de rodas foram construídas com armações de madeira, assentos em vime, braços ajustáveis e rodas de grande diâmetro.

Em 1894 uma patente americana foi arquivada para uma cadeira de rodas com armação fixa, superfícies ajustáveis, firmes assentos de vime e rodas traseiras de grande diâmetro para permitir sua própria propulsão. (Smith & Leslie Jr. 1990)

Em 1932 a primeira cadeira de rodas dobrável foi introduzida pelo engenheiro portador de deficiência física Herbert A. Everest (Smith & Leslie Jr. 1990). Esta inovação permitiu portabilidade. No início dos anos 70 nos quais aquela inovação foi melhorada quando as cadeiras de rodas motorizadas ficaram comercialmente disponíveis (Kumar, Rahman & Krovi 1997, Browning et al. 1996). Pessoas incapazes se locomoverem em uma cadeira de rodas manual foram liberados do papel passivo de serem empurrados por uma pessoa não-inválida, e como resultado puderam então desfrutar um nível bem maior de independência.

Mais recentemente difundidos, mas menos significantes, desenvolvimentos incluem o uso de materiais de armação mais leves e reduções de tamanho. Foram desenvolvidos vários componentes para prover mais ajustabilidade e eficácia de movimento, resultando assim em cadeiras manuais mais confortáveis e mais leves, especialmente cadeiras esportivas. Na área de cadeiras motorizadas há uma tendência para chassi projetado modularmente com possibilidade de utilizar quatro e três rodas. (Browning et al. 1996, Smith & Leslie Jr. 1990)

Quando o assento é projetado como uma parte independente de uma cadeira de rodas, o chassi se torna uma base motorizada que pode ser personalizada, e em qualquer um podem ser

montados assentos feitos sob encomenda. Esta aproximação modular para projeto de cadeira de rodas pode melhor satisfazer as necessidades dos usuários. (Browning et al. 1996, Smith & Leslie Jr. 1990)

Houve numerosas tentativas para avançar as capacidades de sistemas de mobilidade sobre rodas. Em 1960, incitou por uma competição patrocinada pelo Inventors Council e o President's Committe sobre funcionários deficientes, 500 desenhistas propuseram sistemas elétricos e manuais que escalariam degraus como também operação como cadeiras de rodas convencionais.

Algumas soluções propostas envolveram roda agrupada (uma tríade de rodas que giram ao redor de um centro comum como também nos próprios centros), sistema de locomoção que simulasse pernas, e combinações de ambos. A solução premiada – não foi premiada até 1962 – pernas motorizadas usadas para escalar degraus, e rodas quando ao nível do chão. A característica desenvolvida que permite o sistema escalar degraus impede a cadeira de rodas de virar sem danificar a superfície escalada. (Browning et al. 1996, Smith & Leslie Jr. 1990)

Usuários de cadeira de rodas sentem-se provavelmente em uma situação limitada quando querem mover-se lateralmente. Uma cadeira de rodas unidirecional foi desenvolvida para resolver este dilema. A cadeira de rodas possuía 3 rodas sendo dispostas na posição triangular dando poder a combinações diferentes permitido que a cadeira mude para qualquer direção sem girar o corpo de cadeira. (Kumar, Rahman & Krovi 1997, Browning et al. 1996, Smith & Leslie Jr. 1990)

Em geral, são projetadas cadeiras de rodas motorizadas visando a mobilidade ao ar livre e manuseabilidade em recinto fechado. Para controlar em terreno áspero, as rodas são maiores em diâmetro e maiores em largura para cruzar obstáculos e maior flutuação. A armação é mais alta para liberação do chão e a base de roda é aumentada para estabilidade. (Browning et al. 1996, Smith & Leslie Jr. 1990)

Outro desenvolvimento de cadeira de rodas que motivam médicos, psicológicos na solução problemas de psicosociais incluem cadeiras de rodas que ajudam o usuário a ficar em pé. Desenvolvidas já em 1972, segundo Browning et al. 1996, estas cadeiras de rodas provêm uma variedade larga de benefícios por causa de uma mudança em postura; por exemplo, circulação de sangue melhorada, vitalidade dos músculos, função abdominal, e rejeição de cálcio reduzido (osteoporose).

Estas cadeiras foram desenvolvidas visando uma melhora, psicológica e social, na comunicação, pois o usuário pode ter contato visual com seu interlocutor sem a sensação de inferioridade. Além disso, obviamente o usuário também adquiriu maior área de alcance, permitindo a pessoa acessar lugares altos e operar equipamentos. Diariamente também são facilitadas tarefas usuais como comprar em supermercados, acesso a prateleiras e atividades recreativas também.

Outro desenvolvimento foi permitir o movimento vertical, entretanto não ajustando a posição do usuário em uma postura ereta mas pela incorporação de um elevador de assento. O elevador de assento permite o usuário elevar e abaixar a altura de assento para chegar a lugares altos e emparelhar sua altura a mesas ou indivíduos sentados em vários ambientes como a casa, salas de aula, teatros, ou outros lugares de público. Esta característica também facilita transferências permitindo movimento de alto para baixo, permitindo assim que gravidade ajude no transporte. Idealmente, um assento de cadeira de rodas deveria abaixar ao chão, enquanto permitindo a pessoa para alcançar coisas em estantes baixas ou no chão. Também permitiria para a pessoa brincar com crianças pequenas e trabalhar em carros e em jardins. (Browning et al. 1996)

Crianças que utilizam-se de cadeiras de rodas sejam elas motorizadas ou não recebem o estigma de crianças deficientes, alguns pais tem problemas em aceitar este fato, por isso tem sido criadas cadeiras de rodas mais semelhantes à carrinhos de bebê, de visual bem menos agressivo. (Tatum, 1996)

O uso prolongado de cadeiras de rodas podem causar escaras (feridas causadas por pressão), além de descondicionamento do coração pulmões, dores nos braços e nas costas, e em alguns casos deformidade posturais. (Cooper e Boninger, 1999)

Portanto o estilo de vida de usuários de cadeira de rodas manuais (MWU – manual wheelchair users) pode ser fator contribuinte para doenças cardio-vasculares, tornando-se a maior preocupação para a população usuária. Deve-se lembrar que quando é dito que o MWU tem um estilo de vida sedentária isto deve-se ao fato de estar-se comparando com as atividades que o indivíduo exercia antes da utilização e os exercícios são utilizados para aumentar ou manter o nível de preparo cardio-vascular, porém a fadiga e o desconforto causados pelo uso de cadeira de rodas manuais pode eliminar ou reduzir o desejo pelos exercícios, tanto em adultos quanto crianças. (O'Connor, 2000)

2.3 A importância da mobilidade no desenvolvimento global da criança

A habilitação tradicional de crianças com deficiência física tem sido fundamentada em aspectos médicos e técnicos da deficiência física. A meta global era, e ainda é, reduzir ou compensar a limitação física da criança pelo treinamento operações e/ou equipamentos técnicos. Muito freqüentemente é esquecido que a criança com deficiência física é antes de tudo **CRIANÇA** com as mesmas necessidades e vontades das outras. (Butler, 2000, Paulsson & Christofferaen, 1984)

Atualmente a tecnologia robótica tem sido usada em prol da melhoria da qualidade de vida de pessoas portadoras de deficiência física, primeiramente pela melhoria da habilidade de viver independentemente e em seguida pelo desenvolvimento da produtividade vocacional. (Kumar, Rahman & Krovi, 1997)

Mesmo conhecendo muito bem as necessidades das crianças freqüentemente, depara-se com situações onde a demanda médica está em conflito com as necessidades psicossociais da criança (Butler, 2000, Paulsson & Christofferaen, 1984). Nestas situações os aspectos médicos

são sempre considerados com mais importantes, levando por vezes a negligenciar partes do desenvolvimento da criança, talvez devido a existência de um comodismo ou mesmo um preconceito por mudanças de hábito ou conceitos já estabelecidos por parte dos médicos, muitos estudos têm provado que nem sempre os tratamentos aceitos pela maioria dos médicos são os mais eficazes.

Os objetivos dos equipamentos médicos utilizados pela criança para que se locomova não precisam ter como única finalidade compensar a criança pela sua deficiência física, mas sim podem estimular o desenvolvimento intelectual e psico-social e com isso mudar a vida da família como um todo, o que pode ser confirmado pelo trabalho de Paulsson & Christofferaen, 1984.

Habilidades motoras que desenvolvem-se rapidamente nos três primeiros anos de vida transformam-se no veículo primário de aprendizado e socialização. (Kenneth et al. 1986, Paulsson & Christofferaen, 1984) Estas habilidades promovem um senso de competência e independência. Através da interação motora as crianças aprendem sobre as coisas e pessoas do seu mundo. Também aprendem que podem fazer as coisas acontecerem, aprendendo assim, sobre a iniciativa e tornando-se participantes ativos ao invés de receptores passivos de experiências.

Independentes modos de mobilidade (rastejar, andar e correr) são adquiridos nos primeiros dois anos de vida e são desenvolvidos com o passar dos anos. Porém quando uma desordem neuro-musculo-esquelética (atrofia muscular, paralisia cerebral, etc.) impede mesmo que temporariamente o aparecimento destas habilidades o desenvolvimento total da criança é afetado. (Verburg et al. 1984)

Também na idade até dois anos tem início o senso de independência e o início de um sentimento de individualidade (ser uma pessoa separada das demais), como também o controle de seu próprio corpo e a capacidade de afetar o meio que a cerca. (Kenneth 1986, Paulsson & Christofferaen, 1984)

Entre os 3 a 6 anos a criança passa explorar o mundo que a cerca, durante este período o desenvolvimento da iniciativa é uma característica. As crianças gastam muita energia planejando novas atividades e começam a aprender a ter responsabilidade por suas ações (Paulsson & Christofferaen, 1984)

Existem pesquisas que indicam que o desenvolvimento psicológico e físico estão interligados e que as experiências de infância influenciam no comportamento futuro. Quando o desenvolvimento em qualquer área é restringido, atrasado ou distorcido, o desenvolvimento em outras áreas também é afetado.(Kenneth, 1986)

Crianças com deficiência física perdem a chance de aprender uma vez que não podendo se movimentar não podem interagir com o seu meio ambiente. Falhas repetitivas na exploração e domínio de situações levam a criança à uma auto-percepção de incompetência e passividade que inibe tentativas futuras.

O desenvolvimento psicológico tem mostrado um papel crucial das atividades sensomotoras sobre o desenvolvimento cognitivo e psicossocial das crianças. A mobilidade é um importante elemento no repertório senso-motor, porque permite à criança procurar novas experiências e retornar para a segurança de lugares familiares e pessoas. (Kenneth 1986, Verbug et al. 1984)

Severas restrições de mobilidade durante a infância tem efeito retardado e deteriorativo, apresentando como um resultado freqüente a perda da iniciativa e curiosidade. Relatórios clínicos afirmam que prevalece a passividade e o estilo de vida depende de pessoas com deficiência motora congênita. Butler 1984, afirma que longos períodos de restrições durante o neo-natal e infância pode alterar significativamente e ameaçando romper o curso normal do desenvolvimento emocional e psicológico da criança.

Teoricamente quando a incapacidade de engajamento com sucesso no domínio de experiências na infância, muitas das quais dependem da habilidade motora, retarda o

desenvolvimento da iniciativa própria e leva ao desenvolvimento emocional do senso de dependência dos pais ou enfermeiros. Este sentimento tende a destruir outros comportamentos primários, sobre tudo os níveis de atividades independentes são diminuídos. (Butler, 1984)

Experiências com animais tem demonstrado que o senso de dependência pode ser instituído em um período relativamente curto de tempo e que este é irreversível. Pesquisas também indicam que este sentimento de dependência pode ser aprendido, ou assimilado, por seres humanos. (Butler, 1984)

Como consequência do rompimento do controle sobre sua própria mobilidade a criança torna-se dependente de seus pais e/ou enfermeiros, deve-se lembrar que esta dependência tem impacto tanto sobre a criança quanto sobre seus pais. Para a criança, esta é impedida de se desenvolver e quanto a seus pais têm que suportar às exigências dos cuidados requeridos pela mesma, que vão desde sua alimentação, higiene até o fato de quer que empurrá-la para que esta possa chegar ao seu objetivo seja ele um parque para recreação, uma escola ou até mesmo seu tratamento fisioterápico.

Nos primeiros estágios do desenvolvimento normal a criança adquire uma expectativa de poder controlar seu próprio comportamento e também os eventos que a cercam. Verbug et al. 1984 afirma que, quando a criança com deficiência motora sente suas primeiras restrições de mobilidade esta desenvolve duas reações:

- deficiência motora
- grande dependência dos pais e enfermeiros.

Obviamente a restrição a estas experiências leva a criança a desenvolver um sentimento de impotência e dependência, condição na qual a criança desiste de tentar controlar, descobrir e interagir com o mundo que a cerca e uma vez que esta não interage com o meio seu desenvolvimento é retardado, pois sabe-se que as crianças utilizam desta interação para se desenvolver completamente.

De 1982 à 1984 uma avaliação foi realizada no *Ontario Crippled Children's Center* sobre o impacto do fornecimento de mobilidade através de veículos elétricos para crianças de 2 a 5 anos com desordens neuro-musculo-esqueléticas. Miniaturas de veículos elétricos, (MPV) foram construídas neste Centro e fornecidas à 5 garotos e 5 garotas cujas idades estavam entre 1 ano e 11 meses e 3 anos e 2 meses, sendo que a única restrição para a escolha da criança era se sua deficiência a permitia manusear um joystick. (Verbug, 1984)

Como resultados desta avaliação tem-se que a idade física de todas as crianças é na média 58% abaixo da idade cronológica (CA). Seis entre os dez atingiram mais que a CA em pelo menos 1 sub-teste. Outros índices analisados, Idade Social e Comunicação, foram as sub-escalas que obtiveram a maior pontuação para muitas das crianças. (Verbug, 1984)

O maior uso dos MPV se deu dentro de casa, sendo que quando usados no ambiente externo era mais freqüentemente usado para caminhadas, visitas à shopping centers, amigos e parentes, festas e eventos da comunidade. (Verbug, 1984) Isto demonstra a importância do MPV para as atividades de divertimento e portanto para interação com amigos, novamente verifica-se o fato da mobilidade estar diretamente ligada com a interação social e o desenvolvimento da inter-relação (que envolve desde aspectos mais simples como a fala até o próprio comportamento social da criança)

O MPV também apresenta efeitos sobre a rotina dos pais, familiares e enfermeiros, principalmente focada em locomoção dentro de casa. Sair e entrar em casa e brincar, são atividades onde os membros da família estão muito envolvidos, porém como a criança consegue se locomover entre os ambientes sem a necessidade de auxílio a carga de cuidados pode ser diminuída e a criança passa a sentir-se mais independente.

Entretanto ainda resta a locomoção dentro de casa (principalmente entre andares) recaindo freqüentemente sobre os cuidados da mãe e uma vez que a criança precisa de auxílio total, neste ponto a arquitetura da casa também deve ser levada em conta. Em relação a brincadeiras os

padrões de cuidados e supervisão são diferentes, nesta tarefa os irmão e irmãs têm uma importância maior que os pais e a quantidade de cuidados e supervisão cai sensivelmente.

Outro importante estudo sobre a utilização do MPV realizado por Butler 1984, que utilizou-se de 4 garotas e 2 garotos entre 21 e 19 meses de idade, que foram monitorados em intervalos de 10 dias por câmeras de vídeo antes e depois do lhe serem fornecidas mobilidade independente. Todas crianças possuíam graves restrições de mobilidade e inteligência normal e o objetivo deste trabalho era avaliar a frequência de auto-iniciativa na interação com objetos, comunicação e mudanças de locomoção.

Butler 1984, define: a interação com objetos quando o sujeito intencionalmente realizar um contato físico e tomar alguma ação, mudança de localização (exploração do espaço) é quando ocorre quando o sujeito percorre através de $0,56 \text{ m}^2$ por qualquer meio e comunicação verbal ou gestual são observados quanto a objetos ou ações, e requisição por objetos, ações ou informações.

Os efeitos foram analisados pela observação da mudança quanto ao nível de comportamento, isto é, a pontuação acima ou abaixo da linha média de performance em teste específicos.

A magnitude da mudança em relação a exploração espacial foi clinicamente importante, sendo que todas as crianças apresentaram um aumento nesta habilidade (aumento que na média ficou em 1350%, acima das razões previstas).(Butler, 1984)

Quanto a frequência de comunicação fora do MPV, esta cresceu para quatro crianças porém decresceu para 2, ficando então com uma média global de aumento de 15%. E a interação com objetos fora do MPV caiu 29%, três crianças com aumento desta habilidade e três com diminuição. (Butler, 1984)

Uma vez que estavam em seu MPV a interação com objetos aumentou em 36%. Assim como a comunicação aumentou em 41%. Sendo que estes índices foram notados pelo pais, como um aumento dramático. (Butler, 1984)

Relatos de pais dizem que as crianças que antes eram tímidas e relutantes em sair dos braços dos mesmos, brincavam entusiasmadas com suas cadeiras de rodas em reuniões de família, escolas e iniciavam interações com pessoas desconhecidas. (Kenneth 1986, Butler, 1984)

Nos casos onde não houve desenvolvimento das habilidades, quando de uma análise mais aprofundada observou-se que na diminuição da frequência de comunicação deve-se ao fato de que usando a cadeira de rodas o indivíduo possuía maior independência portanto necessitando menos a ajuda de seus pais, ou seja diminuindo a necessidade de controle (dos pais e/ou enfermeiros) através do uso da fala. Quanto a interação com objetos, embora a cadeira de rodas desse ao indivíduo maior capacidade de acesso a um nível novo, o indivíduo está limitado aos objetos que podiam ser alcançados pela cadeira de rodas, isto pôde ser comprovado, no caso da criança que obteve maior diminuição desta habilidade, observou-se que sua mãe não deixava seus brinquedos serem acessíveis a ele quando este estava na cadeira de rodas. (Butler, 1984)

Com isso pôde-se observar que os pais também podem influenciar o grau de desenvolvimento das habilidades do filho, onde às vezes devido ao excesso de zelo com que tratam suas crianças podem estar limitando seu desenvolvimento.

Paulsson e Christoffersen, 1984, estudaram a influência da mobilidade independente no desenvolvimento social, emocional e cognitivo/intelectual em criança com idade pré escolar (2 ½ - 5 anos). A hipótese do trabalho era que a criança que fosse provida de um modo de locomoção na infância teria seu desenvolvimento cognitivo facilitado, desenvolvendo a curiosidade e o gosto pela exploração, uma vez que a movimentação não seria algo penoso.

Como resultado apresentado afirmaram que em entrevistas com psicoterapeutas, professores e pais das crianças não achavam que os equipamentos elétricos (no caso a cadeira de

rodas) haviam tornado as crianças passivas, ao invés disso houveram muitos relatos nos quais as crianças tornaram-se mais ativas.(Paulsson & Christofferaen, 1984)

Muitos professores e psicoterapeutas relatam histórias de mudanças dramáticas na vida das crianças quando estas utilizavam a cadeira de rodas motorizadas. Foi citado através de exemplos que as crianças passaram a ser mais confiantes voltando a freqüentar a escola e/ou tiveram seu desempenho escolar melhorado após o uso da cadeira de rodas motorizadas.(Keneth 1986, Paulsson & Christofferaen, 1984)

A deficiência tem um papel retardador no desenvolvimento, pois para uma criança que necessita de muita assistência é mais difícil desenvolver sua independência psicológica. Não é fácil desenvolver sua personalidade se a mesma necessita de ajuda para fazer o que deseja, e ainda mais difícil desenvolver sua iniciativa uma vez que esta não pode ser seguida por ações imediatas.(Paulsson & Christofferaen, 1984)

Seu desenvolvimento social também pode ser prejudicado uma vez que não pode brincar em nível de igualdade com as outras crianças, ter responsabilidade na família, se relacionar com pessoas diferentes da família, etc.

Todas as teorias sobre o desenvolvimento intelectual reforçam a idéia de que toda a inteligência humana, mesmo nas suas formas mais evoluídas, estão baseadas nas experiências senso-motoras que a criança teve na infância. Neste ponto Paulsson & Christofferaen, 1984 foram, bastante coerentes quando disseram que **a criança aprende fazendo**.

As descobertas infantis são baseadas na movimentação e exploração do meio através de suas mãos e boca. Quando a criança pega objetos e os coloca em sua boca está descobrindo o tamanho, a forma, a textura do mesmo. Quando sobe ou caminha aprende conceitos de distância, o tamanho relativo e a forma dos objetos vistos de perspectivas diferentes. (Paulsson & Christofferaen, 1984)

Mais tarde aprendem a reconhecer as coisas através somente da visão e a generalizar conceitos. Estas experiências da infância são importantes para o desenvolvimento de pensamentos mais abstratos e para o entendimento e manipulação de símbolos como as letras e figuras.(Paulsson & Christofferaen, 1984)

Para crianças com deficiências motoras a possibilidade de mover-se e experimentar o mundo que a cerca é altamente restrita, sofrendo mais com esta influência no desenvolvimento intelectual especialmente o desenvolvimento de conceitos preceptivos.(Paulsson & Christofferaen, 1984)

Para todas as crianças foi notado grande desenvolvimento social e emocional, no ano do estudo, sendo que algumas tiveram um desenvolvimento dramático. O efeito mais importante (de acordo com os pais) foi o aumento da autoconfiança e sua independência física e psicológica.(Paulsson & Christofferaen, 1984)

Os principais contra-argumentos utilizados quanto ao uso de cadeiras elétricas em crianças de tão jovem idade foram:

- As crianças tornar-se-ão preguiçosas e desmotivadas para fazerem seu treinamento físico;
- Existem muitos riscos de acidentes;
- Crianças muito novas não conseguiriam dirigir um veículo motorizado de forma correta;
- A cadeira motorizada é vista muitas vezes como um brinquedo, e seu custo é bastante elevado.

Com a utilização de um equipamento de auxílio à mobilidade, no caso cadeira de rodas motorizada, a criança desenvolve a capacidade de afastar/aproximar-se quando queriam e de quem queriam foi uma nova experiência para as crianças, pois até então elas tinha que sentar-se em casa esperando a iniciativa dos outros para o contato.

Com relação à interação com as outras crianças, a deficiência adquiriu uma posição de alto status, quando eles dirigem seus veículos pela vizinhança atraem a atenção de todos, uma vez que quebram a imagem pré-definida de que pessoas com deficiência física são sempre dependentes. As crianças podem brincar juntas sem a necessidade de assistência de seus pais todo o tempo.

Um exemplo que deve ser citado é quando do planejamento da brincadeiras em família: a criança pode passar a tomar parte aumentando sua participação e não mais sendo tratada como um bebe. (Paulsson & Christofferaen, 1984)

Relatos mostram que antes dos veículos elétricos as mães tinha que levar seus filhos para a caixa de areia onde eles podiam sentar e por um momento brincar com as outras crianças. Como as crianças podiam deixar a área sem necessidade de ajuda a criança em condição de deficiência física ficava para trás constantemente chorando. (Paulsson & Christofferaen, 1984)

Muitos pais apontaram o risco de superproteção em situações como esta. Este risco diminuía a medida que a criança com sua cadeira de rodas poderia se mover bem quase sem assistência de seus pais. (Paulsson & Christofferaen, 1984)

Muitas mães relataram um alívio, psicológica e fisicamente, a medida que a criança estava apta a brincar sozinha ou com outras crianças, podendo fazer outras atividade que despendiam mais tempo sem a necessidade de socorrer seus filhos a cada cinco minutos.(Paulsson & Christofferaen, 1984)

As crianças com cadeiras de rodas normais preferem ficar em casa porque geralmente não há tantas dificuldades para sua locomoção, uma vez que quando se moviam fora da mesma constantemente enfrentavam restrições ao seu movimento, pois as barreiras arquitetônicas são difíceis para serem transpostas até mesmo por adultos, e as crianças geralmente são mais fracas e sua musculatura não suporta o esforço necessário.

Com cadeira de rodas motorizadas elas podiam caminhar ao ar livre sem que suas mães tivessem que empurrá-las, onde muitas vezes o cansaço por parte delas era extremo. (Paulsson & Christofferaen, 1984)

Os irmãos também foram afetados, pois tinham orgulho em ter um irmão ou irmã com tão impressionante MPV. Além disso a demanda por ajuda para o irmão em condição de deficiência diminuiu podendo agora brincar em termos de igualdade. (Paulsson & Christofferaen, 1984)

Não foi notado nenhum efeito negativo no desenvolvimento motor da criança. Elas não ficaram desmotivadas com o treinamento físico, pelo contrário muitos estavam mais motivados pois estavam mais felizes e mais confiantes, para realizar os exercícios. (Paulsson & Christofferaen, 1984)

Quanto a segurança somente três acidentes foram relatados durante o ano. O primeiro a criança bateu em uma árvore quando tentava fugir de seus pais, uma cadeira de rodas inclinou-se quando a criança tentou subir no pavimento em ângulo e o terceiro a criança estava competindo com os amigos em triciclos. (Paulsson & Christofferaen, 1984)

Susan Schiaffino e Janice Laux em 1986 desenvolveram um estudo no Kennedy Institute, Baltimore, visando investigar pré-requisitos cognitivos e físicos para a operação com sucesso de vários sistemas de mobilidade. Sendo utilizados para este estudo oito crianças de 3 a 6 anos (5 garotas e 3 garotos), sendo também realizados testes psicológicos do estudo, onde algumas tiveram resultado abaixo do nível normal para sua idade.

Todas as crianças receberam além de um veículo individual, treinamento para dirigi-lo. As crianças eram avaliadas periodicamente através de entrevistas com pais e professores e mesmo observações do seu comportamento. Como resultado foi observado que a interação social, medida mediante a observação das crianças em seu meio, foi considerada total, tanto qualidade quanto à iniciativa e elaboração. (Schiaffino & Laux, 1986)

Deve-se lembrar que mesmo com a utilização de joystick ou mesmo acionamento de um dispositivo servo-assistido, o controle deve ser adaptado, quanto a amplitude, força, e caso exista, filtros contra movimentos involuntários, para que consiga corresponder ao real desejo de movimento da crianças, uma vez que é muito comum a criança sofrer de contrações involuntárias que, em níveis não muito severos, não devem corresponder à nenhuma reação de movimento na cadeira.

Criança que utilizam joystick (4 crianças) tiveram sua independência de operação da cadeira de rodas adquirida tanto em casa quanto na escola em períodos que variaram de 3 a 4 meses, sendo que as que necessitaram de maior tempo de treinamento apresentavam alguma dificuldade comportamental pré-existente ao estudo. (Schiaffino & Laux, 1986)

Quanto ao uso de acionadores em outras partes do corpo (2 crianças) esta independência foi conseguida de 2 a 5 meses. Já no uso de scanners (2 crianças) apenas uma conseguiu a independência em 5 meses enquanto que a outra continuou o treinamento. (Schiaffino & Laux, 1986)

Crianças com idade equivalente a 2 anos demoravam de 2 a 3 vezes mais tempo para adquirir a independência de controle da cadeira de rodas que crianças de com idade mental de 3 a 3,5 anos. (Schiaffino & Laux, 1986).

Com isso resulta que a hipótese de que o tipo e ajuste do controle podem influenciar a capacidade da criança de desenvolver de forma mais rápida a habilidade de controlar a cadeira, necessitando para isto mais ou menos tempo.

No estudo de Schiaffino & Laux, 1986, foi notado em todos os casos que as crianças aumentaram sua interação social com o uso da cadeira de rodas pois lhe permitia maior mobilidade, sendo que tanto pais quanto professores assinalavam fatores positivos do uso da cadeira de rodas.

Acredita-se que a ênfase no tratamento de crianças deficientes deva ser substituída por um desenvolvimento abrangente de um sistema funcional de mobilidade, o que inclui o *desenvolvimento e uso* de qualquer movimento que a criança possua. Pois caso isso não ocorra a mesma pode atrofiar os movimento que já possuem agravando ainda mais sua condição de mobilidade, necessitando assim maior complexidade dos equipamento de auxílio motor.

Muitos terapeutas tem sido relutantes na recomendação de tecnologia como veículos elétricos para crianças muito jovens. As razões são custo, atraso no crescimento, devido á atrofia muscular, uma vez que a mesma não esta utilizando todos os movimento que possui, preocupação a respeito da aceitação dos pais, e gastos são o que parecem ser os principais fatores considerados na tomada de decisão.

Times de reabilitação necessitam conhecer as vantagem da utilização da tecnologia de mobilidade para o desenvolvimento global da criança fornecendo assim a possibilidade de desenvolver todo seu potencial, e não apenas a habilidade de controlar um joystick.

Como foi exemplificado anteriormente a mobilidade independente é um componente crítico para alcançar a independência funcional e integração individual. Dos 10 aos 12 meses a criança já adquiriu mobilidade suficiente para se aproximar dos outros, pegar objetos a explorar os ambientes de sua casa. Enquanto que as crianças em condição de deficiência física estão freqüentemente isoladas no seu ambiente e não possuem a mobilidade necessária para o aprendizado e socialização. (Schiaffino & Laux, 1986)

Os principais impactos na perda da mobilidade na infância são: 1) desenvolvimento mental torna-se difuso e tardio, 2) e com processos acumulativos ou incrementais deficientes. Embora a mobilidade seja importante para o aprendizado de experiências na infância, a habilidade motora também é responsável pela nossa interação social através da pré-escola. (Schiaffino & Laux, 1986, Paulsson & Christofferaen, 1984 e Butler, 1984).

Embora até o presente momento os estudos tenham mostrado que não existem problemas

no tocante ao seu desenvolvimento físico, quando se fornece às crianças deficientes cadeiras de rodas motorizadas (controladas principalmente por joystick) sendo até apontados benefícios o desenvolvimento psicossocial das crianças, existe ainda uma grande resistência por parte da área médica na prescrição deste tipo de cadeira para crianças devido principalmente ao seu custo elevado.

Da mesma forma que o ocorrido com controles mioelétricos, utilizados principalmente em próteses, o usuário de um joystick confia na visão e resposta exterior para determinar quão bem suas intenções foram executadas pelo controle. Porém quando existe uma ligação entre o movimento realizado ou desejado e os movimentos do corpo a demanda do sistema visual é diminuída além do próprio sistema fornecer uma resposta ao membro que realiza o comando, uma vez que o sistema de controle é fechado. (Kumar, Rahman & Krovi, 1997)

O controle através dos movimentos do corpo podem ser divididos em entradas contínuas e discretas.

Sinais discretos são efetuados pelo movimento do corpo os quais realizam o acionamento de chaves de comando. A desvantagem deste tipo de controle está relacionado com a duração do chaveamento e a distância percorrida, pois a relação não combina com os modos naturais de comando (controle) e a coordenação de um movimento de juntas múltiplas torna-se difícil. (Kumar, Rahman & Krovi, 1997)

Um sinal contínuo, oferece um controle mais apurado. O usuário oferece um controle mais apurado, pois atua com determinada força sobre o acionador que além de realizar o movimento desejado, atua sobre o usuário com uma força em oposição ao movimento que serve de informação ao usuário. (Kumar, Rahman & Krovi, 1997)

Acredita-se que o grande benefício trazido por cadeira de rodas motorizadas é a possibilidade dada a criança de transpor obstáculos (este geralmente fazem e farão parte de toda a sua vida), este tipo de estímulo pode ser muito melhor aproveitado se ao invés da criança

transpor os obstáculos através da simples utilização de uma cadeira de rodas motorizada se esta sentir que consegue vencer os obstáculos também por seu próprio mérito.

Pessoas adultas em condição de deficiência física também apresentam certa resistência ao uso de tão poderosas cadeiras de rodas controladas por joystick, pois acreditam que com a utilização destas acabam por tornar mais evidente sua deficiência, em outras palavras, os deficientes físicos tem o prazer de transpor obstáculo por seu próprio mérito.

Destes fatos surge o principal objetivo deste trabalho que é a concepção de uma cadeira de rodas na qual a criança tenha o movimento realizado de forma ativa e não passiva (o que ocorre com as cadeiras de rodas motorizadas atualmente).

2.4 Lesões por esforço repetitivo em usuários de cadeiras de rodas

O movimento ou a habilidade de se movimentar-se é descrita como sendo o centro da vida humana, este tópico já foi bastante discutido na seção anterior. Os movimentos são aprendidos na infância (aprendizado motor) e modificado dentro de padrões que são usados para a realização de tarefas específicas (movimentos funcionais). A habilidade para seqüenciar movimentos dentro de padrões específicos (controle motor) é desenvolvida e modificada através da vida humana com a função de acomodar novos interesses e executar várias funções da vida cotidiana. (Coleman et al., 2000)

A interrupção na habilidade da pessoa para mover mesmo que seja parte do corpo pode ameaçar a capacidade da pessoa de executar independentemente muitas tarefas funcionais (prejuízo no desenvolvimento).

Indivíduos com disfunções na extremidade inferior devem confiar extensivamente em seus ombros enquanto executam muitas de suas atividades diárias: propulsão de cadeiras de rodas, transferências e levantamento sobre a cabeça. O uso excessivo dos ombros pode levar a dores crônicas, degeneração da junta do ombro e injúrias. (Koontz et al., 2000)

Embora cadeiras de rodas manuais ainda sejam o principal meio de locomoção para muitos deficientes, seu uso prolongado pode levar à lesões por esforço repetitivo (LER). O número de pessoas que tendem a ter LER é maior à medida que se aumenta o tempo de uso da cadeira de rodas. (Cooper, 1998)

A causa para a ocorrência de tantas lesões na extremidade superior deve-se ao fato da cadeira de rodas por não ser o resultado de um processo evolutivo e portanto seja um modo de locomoção não natural, forçando o indivíduo a utilizar os ombros e membros superiores na realização da locomoção, ou seja a pessoa passa a movimentar-se com a extremidade superior. Um termo bastante apropriado para descrição do problema da utilização de cadeira de rodas na musculatura de membros superiores foi utilizado por Cooper 1999 foi "Walking with Hands", andando com as mãos.

O ombro é geralmente a parte do corpo que sofre as principais lesões musculoesqueléticas, que embora seja a junta mais móvel do corpo é também a mais instável, danos ocorrem nos tecidos conectivos e tendões, mas também podem ocorrer no cotovelo, pulso e mão do usuário. Apesar disso pacientes com maior nível de atividade física são os que menos sofrem com lesões, devido principalmente ao esforço extremo realizado pelos braços na transferência entre a cadeira e demais mobília (cama, assento, etc) e propulsão que são utilizações não naturais do ombro. (Cooper, 1998, Cooper e Boninger,1999)

As lesões também são mais propícias a ocorrem quando o indivíduo tende a movimentar-se com maior velocidade, pois além do aumento das forças atuantes sobre o ombro (músculos e tecidos) a frequência também é aumentada levando a fadiga em um tempo muito mais curto. Mais da metade dos MWU sentem dores/injúrias nos ombros mesmo após períodos relativamente curtos de uso da cadeira de rodas. (Koontz et all, 2000, Collins , 2000)

Além das lesões citadas anteriormente forças excessivas e repetitivas na extremidade superior podem levar a síndrome de tunel carpal que é caracterizada por dor e fraqueza no pulso, e danos na rotação do mesmo. (Cooper e Boninger,1999,Collins , 2000).

A seguir é apresentado um gráfico sobre a incidência de lesões em ombro, cotovelo e pulso: (Cooper, 1998)

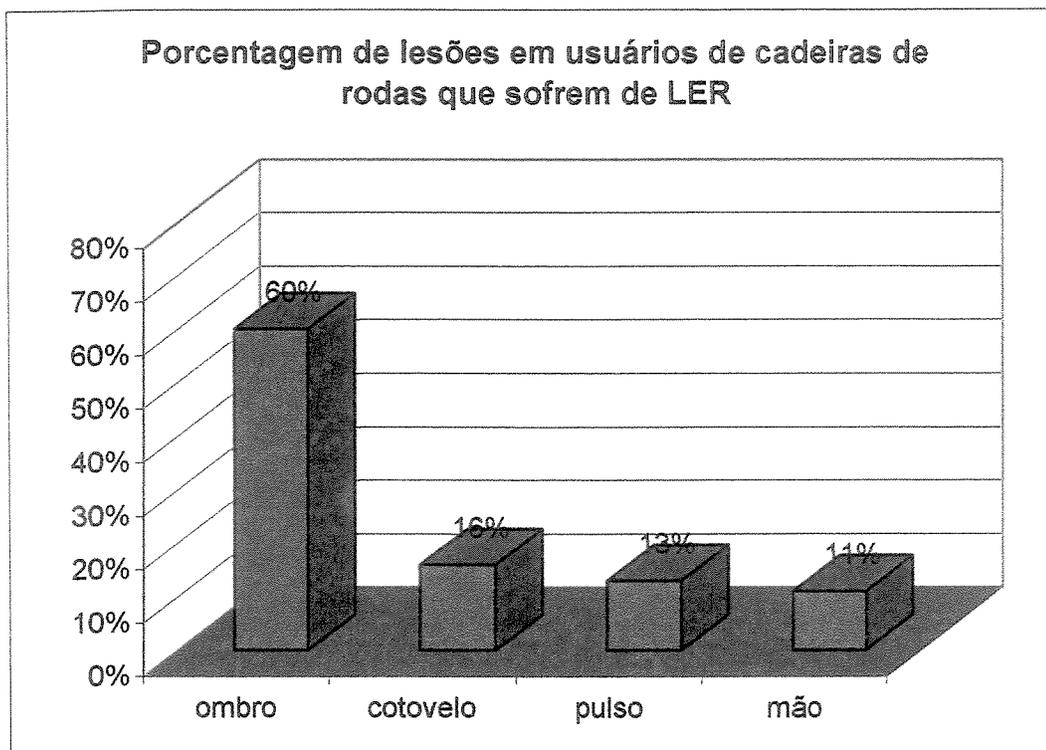


Figura 2.1 - Porcentagem de lesões em usuários de cadeiras de rodas que sofrem de LER

Visando evitar a LER em usuários de cadeiras de rodas, tem-se buscado através de pesquisas a diminuição da demanda energética necessária para a movimentação da cadeira de rodas, ou em outras palavras, visando aumentar a eficiência da propulsão, para tanto variáveis fisiológicas são medidas (como eletromiografia, consumo de oxigênio, etc), e quanto menor a demanda fisiológica mais tarde o usuário sofrerá fadiga dos músculos, permitindo que o mesmo percorra maiores distâncias, com maiores velocidades e em terrenos mais variados.

Durante a reabilitação é uma tendência a utilização de bio-feedbacks, que são utilizados para fornecer ao paciente uma resposta sensitiva quando ao grau de acuracidade com que realiza a tarefa, propulsão da cadeira de rodas, estes sistemas são muito úteis, pois condicionam o paciente e impedem que o mesmo desenvolva padrões de movimento que podem vir a causar danos. Este sistema pode ser facilmente acoplado ao controle da cadeira de rodas.

A forma mais comum de bio-feedback é a utilização de displays, porém com o tempo o paciente acaba se cansando e relaxando na execução do movimento (Coleman, 2000).

Collins, 2000, utilizou um sistema de display para que o usuário diminuísse a frequência com que ele necessitava impulsionar a cadeira de rodas, pois além de exigir um esforço desnecessário, quando este desejava apenas manter a velocidade de movimento constante, batidas constantes no aro de propulsão podem levar a dores nos pulsos, seu resultado foi positivo e os usuários diminuíram a frequência e além disso obtiveram uma velocidade média maior e uma distância percorrida também maior.

Outra solução muito utilizada para que o risco de LER seja diminuído é o uso de rodas com aros de atuação providos de amortecimento, ou seja, é incorporado ao aro de propulsão uma flexibilidade entre este e a roda, absorvendo assim impactos ocorridos durante a propulsão. Segundo Richter et. al 2000, existe uma tendência à redução de demanda metabólica durante a propulsão quando utiliza-se aros absorvedores de impacto.

Obviamente com a inserção de um amortecimento ao sistema de propulsão a eficiência mecânica do sistema como um todo decai, pois de toda a energia fornecida uma parte é absorvida pelo aro e portanto não é transformada em movimento. Porém segundo Richter et. al. 2000, perdas na eficiência mecânica do sistema são menos significantes que os ganhos obtidos pelo aumento dos graus de liberdade do aro de propulsão, permitindo assim que o MWU aprimore suas técnicas de propulsão, haja vista que cada usuário possui uma técnica de propulsão em virtude de sua deficiência.

A perda de eficiência na propulsão, quando da utilização de aros absorvedores, é uma perda de eficiência mecânica, e não do sistema cadeira de rodas – usuário como um todo, pois existe ganhos no consumo metabólico do indivíduo (este gasta menos energia para a locomoção, podendo assim percorrer distâncias maiores), e não estão sendo contempladas as forças não tangenciais que são necessárias para a propulsão da cadeira de rodas, fatores que são diminuídos

com a utilização destes aros.

2.5 A importância da posição ereta para o deficiente

Como já mencionado as cadeiras de rodas são os meios primários de locomoção e modo de vida para o portador de deficiência física seja ele jovem ou velho. Estar na posição ereta, é muito útil pois aumenta significativamente o espaço de trabalho que pode ser utilizado pela pessoa.

Estar na posição ereta mesmo de forma estacionária também provê numerosos benefícios fisiológicos (melhora circulação, diminuição de espasmos, alivia de feridas causadas por pressão, etc). Os dispositivos para deixar o corpo na posição ereta são raramente usados depois da idade de 8 anos devido à falta de versatilidade e a inabilidade das crianças manter-se na posição prescrita, além do fato de por muitas vezes ser uma armação metálica que ofende a estética da pessoa, tornando-a desconfortável e constrangida por mostrar seu estado “engessado”.

A habilidade para se levantar promove independência, beneficia saúde e melhora o bem-estar geral, alcançando uma posição natural que melhora seu equilíbrio e seu estilo de vida.

Ficar em pé facilmente e independentemente na conveniência de sua própria casa, em seu espaço de trabalho ou em qualquer colocação social sem mais nenhum longo e desnecessário constrangimento ao uso de dispositivos estacionários ou mesas de toldo utilizadas em centros de reabilitação, tendo toda a saúde beneficiada além da oportunidade de controle pessoal. Como já citado por Browning 1996, estabelecer o contato olho no olho é de vital importância, já que também estabelece-se uma relação de igualdade entre os interlocutores de uma conversa.

Descobrimto (ou redescobrimto) de um grande número de atividades na posição ereta como: cumprimentar um amigo, abraçar alguém, falar com alguém olho com olho, alcançar estantes mais altas, fazendo trabalhos em bancadas mais altas, etc.

Cadeiras de rodas têm sido equipadas com sistemas hidráulico de ajuda que permite levantar-se sem esforço excessivo, ou em caso onde existe a necessidade, ou o usuário é incapaz de realizar um esforço maior, motores elétricos são acoplados para realizar este trabalho. (Smith 1990, Kumar, Rahman & Krovi, 1997)

Para maximizar os benefícios que a posição vertical traz a saúde deve-se alternar períodos relativamente curtos de estar de pé e se sentar-se. As melhorias ocorrem nas áreas seguintes:

- Equilíbrio físico e bem-estar psicológico;
- Digestão;
- Redução de flatulência e melhora função de intestino;
- Melhor circulação do sangue;
- Reduz o stress dos músculos;
- Melhora tonus muscular;
- Reduz a perda de cálcio dos ossos e menor risco de osteoporose;
- Melhora função vesicular e renal;
- Previne e cura feridas de decúbitos;
- Reduz apreciavelmente o número diário de transferências (movimentação para evitar o stress muscular) .

2.6 Cadeiras de rodas servo-assistidas comerciais

Quando iniciou-se este trabalho não havia no mercado nenhuma cadeira de rodas servo-assistida, somente recentemente (2000) duas empresa começaram a fornecer este tipo de cadeira de rodas a Yamaha com seu modelo JWII e a Alber com o E-motion.

Os dois sistemas (JWII e E-motion) consistem de duas rodas contendo todas as funções de motorização incluindo as baterias, o que como sugerido neste trabalho permite a sua montagem em qualquer cadeira de rodas manual. A figura 2.2, a seguir, mostra os dois sistemas que são equivalentes e visam fornecer a parcela de força necessária para a propulsão da cadeira de rodas.

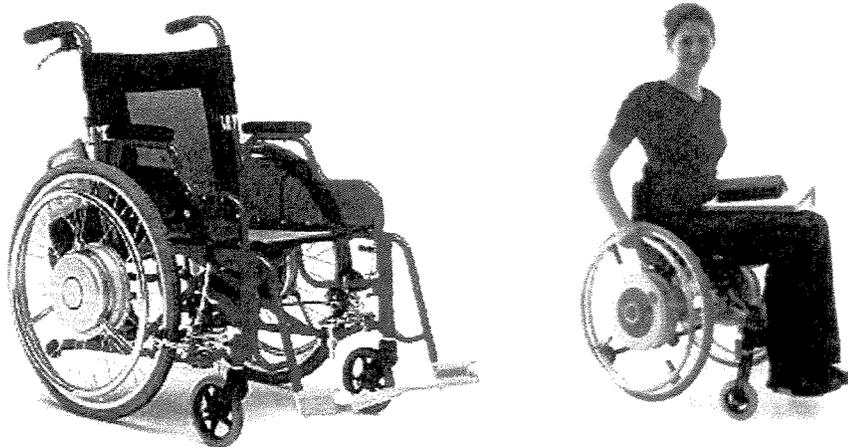


Figura 2.2 – Fotos do sistemas Yamaha JWII e Alber E-motion respectivamente

O desenvolvimento destes produtos apenas reforça a importância deste trabalho que visa a concepção de produtos que venham ao encontro das necessidades do usuário. Pois hoje a tecnologia não é mais o mais importante na indústria e sim o conhecimento bastante preciso das necessidades do público alvo ao qual se propõe o desenvolvimento de um novo produto.

Como já visto neste trabalho e futuramente estudado de forma sistemática primou-se pelo exato conhecimento da população usuária e definição de características tanto biomecânicas quanto dinâmicas que venham ao encontro das necessidades dos usuários.

No estudo realizado por Arva (2000, b), com o sistema Yamaha JWII pode-se verificar a importância do sistema servo-assistido para redução dos esforços totais necessário para a locomoção em cadeiras de rodas. A tabela a seguir representa o resumo obtidos no trabalho de Arva (2000, b) para testes em dinamômetros e condições iguais de movimento resultante.

Pode-se observar pela tabela 2.1 que além de ocorrer uma redução significativa na potência fornecida pelo usuário, ocorreu também uma diminuição da demanda fisiológica do mesmo, ou seja como necessita realizar menos esforço físico necessita de menor esforço fisiológico também e com isso a eficiência mecânica global também aumenta.

Tabela 2.1 – Resumo da diminuição dos esforços com a utilização de cadeira de rodas servo assistida (Adaptado de Arva 2000 b)

	Pot. Total (W)	Pot. do Usuário (W)	Demanda Fisio. (W)	Efic. Mec. (%)
Cadeira Manual	15	15	186	8
<i>Yamaha JWII</i>	21	7	126	17

2.7 Conclusões

A cadeira de rodas é um sistema fundamental no desenvolvimento de crianças com problemas motores que necessitem deste tipo de auxílio para locomoção, pois a utilização de uma cadeira que permita à criança atingir a mobilidade necessária para sua integração ambiental e social seu desenvolvimento é beneficiado como um todo, seja ele emocional, educacional e também social.

Toda criança que não desfruta de mobilidade independente na infância torna-se dependente de pais e enfermeiros e esta dependência é levada pelo resto da vida do indivíduo causando problemas na integração do mesmo à sociedade.

Acredita-se também que o problema não seja resolvido plenamente apenas com o uso de uma cadeira de rodas motorizadas que fornece a mobilidade e independência necessária para o desenvolvimento global da criança, mas pode vir a causar problemas físicos como atrofia muscular e psicológicas com a dependência de uma cadeira específica para suas necessidades.

A principal vantagem de cadeira de rodas servo-assistidas é que a criança está sempre utilizando sua capacidade muscular evitando a atrofia e na medida do possível desenvolvendo força para que seja no futuro capaz de conduzir por seu próprio mérito a cadeira de rodas tornando-a assim independente de outro sistema de auxílio. Além do fato de que a cadeira sendo utilizada na infância fornecerá a mobilidade necessária para o desenvolvimento global da criança.

Capítulo 3

Modelagem da Cadeira de Rodas

O objetivo deste capítulo é a determinação dos limites de estabilidade e conhecimento das equações de movimento da cadeira de rodas (dirigibilidade), pois a partir destes pode-se implementar as equações dinâmicas no controle da cadeira, de forma a impedir que a criança, usuária do sistema, esteja sujeita a acidentes.

Visando uma análise mais próxima da realidade quanto ao comportamento de uma cadeira de rodas, busca-se neste capítulo determinar os limites de estabilidade dinâmica. A modelagem das rodas tem papel fundamental neste estudo, fatores como o tipo de movimento (escorregamento/rolamento), os tipos de rodas (elásticas ou rígidas) e sua direcionalidade, irão influenciar nos limites dinâmicos.

Pesquisando-se cadeiras de rodas comerciais nota-se que para a grande maioria das cadeiras manuais suas rodas podem ser consideradas rígidas portanto optou-se por utilizar um modelo linear (Huston 1982 e Becker 1997) o qual será posteriormente incorporado às equações de movimento da cadeira para análise de estabilidade e dirigibilidade.

Este conhecimento é importante uma vez que nosso público alvo são crianças que não possuem a habilidade de detectar e corrigir situações de perigo iminente, cabendo ao controle identificar tais situações e impedir/corrigi-las, evitando assim acidentes.

3.1 Tipos de movimento da roda

3.1.1 Rolamento / Escorregamento

Considerando-se um corpo rígido sobre um solo também rígido o rolamento é caracterizado pelo movimento progressivo de um corpo cilíndrico, sendo que não existe escorregamento entre a roda e o solo nos pontos de contatos instantâneos, ou seja, a velocidade relativa no ponto de contato é nula. O rolamento só existe em condições onde o coeficiente de adesão entre roda e solo são altos (que é função dos coeficientes de atritos e peso efetivo sobre a roda) assim a força de transmissão da roda deve ser no máximo igual ao produto $P \cdot \mu$ (onde P é o peso efetivo e μ , o coeficiente de atrito).

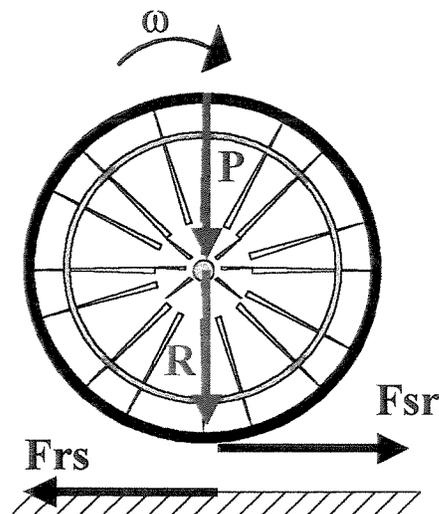


Figura 3.1 – Diagrama de forças para o movimento de rolamento/escorregamento da roda.

O escorregamento ocorre quando existe um movimento relativo entre os pontos de contato instantâneos da roda com o solo, ou seja, a velocidade relativa no ponto de contato é não nula. Pode-se observar pela figura. 3.1 que se $F_{rs} > P \cdot \mu$ existirá o escorregamento relativo entre a roda e o solo (F_{rs} é a força que a roda exerce sobre o solo e F_{sr} sua reação).

Estão representados ainda na figura 3.1 ω , rotação da roda, necessária para orientação das forças de atrito, e R , raio da roda.

3.2 Tipos de rodas

A rigidez da roda e solo são características muito importantes para o estudo do movimento seja ele rolamento ou escorregamento, existem várias configurações possíveis de combinações entre rodas sejam elas elásticas ou rígidas e para os solos elásticos, rígidos ou plásticos. Cita-se com referência o estudo feito por Canale (1989) e Becker (1997). Sua importância está principalmente no acoplamento das direções do movimento da cadeira de rodas, pois quanto menos rídida torna-se a roda muda-se a direção da força de contato entre esta e o solo.

Considera-se o sistema formado pela cadeira de rodas e o solo seja rodas rígidas e solo também rígido, esta afirmação implica que apenas deformações desprezíveis estão presentes no sistema e apenas uma linha de contato está presente entre a roda e o solo. Isto permite que ocorra um desacoplamento das equações de movimento da cadeira de rodas.

3.3 Modelagem Linear das Rodas (baseado nos trabalhos de Huston 1982, Chang e Lee 1990 e Becker 1997)

Durante seu trabalho Huston (1982) considera em seu trabalho uma roda rígida desprezando os efeitos da velocidade e compressão/tração das fibras. Aceita-se apenas a existência de um ângulo de escorregamento (ψ), que representa o ângulo com que a roda escorrega lateralmente à direção do movimento, o que origina uma força de reação transversal na roda (F_y).

A figura 3.2 representa o esquema de forças que atuam sobre a roda e a partir deste esquema as equações para a força logitudinal (F_x) e transversal (F_y) podem ser deduzidas:

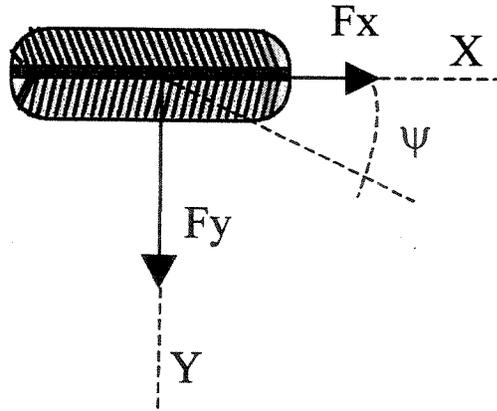


Figura 3.2 – Esquemas de forças atuando sobre a roda

A força F_y , força transversal, pode ser representada como sendo:

$$F_y = -C \psi * \text{Tan} (\psi) \quad (3.1)$$

Aonde $C\psi$ é a rigidez ao escorregamento da roda. O torque (σ) aplicado a roda relaciona-se com a equação de movimento como tendo a seguinte relação entre a potência aplicada à roda (Pt) e a rotação da mesma (w):

$$Pt = w * \sigma \quad (3.2)$$

Sendo x a velocidade linear do sistema formado pela cadeira de rodas e pela criança em r o raio da roda da cadeira, assim tem-se:

$$x = w * r \quad (3.3)$$

Combinando as equações (3.2) e (3.3) tem-se:

$$F_x = \frac{Pt}{x} \quad (3.4)$$

3.4 Cálculo dos ângulos de escorregamento ψ

O objetivo desta seção é calcular os ângulos das rodas ψ os quais serão utilizados na modelagem do sistema utilizando o modelo da bicicleta (Huston, 1982, Chang e Lee 1990 e Becker, 1997), modelo que foi selecionado devido a sua simplicidade. Para a cadeia de rodas os ângulo de rodas traseiras (t) podem ser expressos como $\psi_{t1} = \psi_{t2} = \psi_t$ e devido a simetria os ângulos das rodas frontais (f) podem ser escritos: $\psi_{f1} = \psi_{f2} = \psi_f$. Na figura 3.3, são demonstradas as definições dos ângulos ψ e δ . Calculando o ângulo δ , definido com ângulo de giro, e então o ângulo ψ como sendo o ângulo do escorregamento lateral da roda.

Outra importante variável que deve ser definida é l_1 com sendo a distância entre o centro de gravidade e o eixo dianteiro da cadeia de rodas.

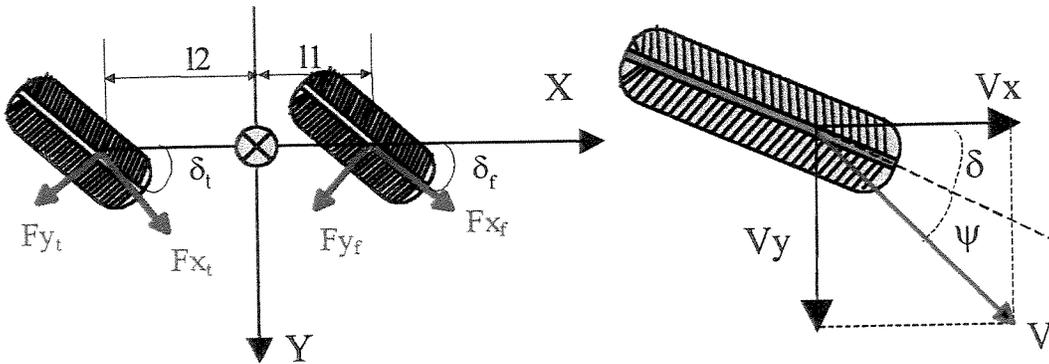


Figura 3.3 – Decomposição vetorial do velocidade de uma roda.

Ao fazer-se a decomposição vetorial baseada no sistema Cartesiano no centro da roda e considerando os ângulo ψ e δ tem-se como resultado:

$$V_f = V_x .i + (V_y + l_1 .\omega_z). j \quad (3.5)$$

$$V_t = V_x .i + (V_y - l_2 .\omega_z). j \quad (3.6)$$

Considerando a figura 3.3 pode ser deduzida a seguinte equação para o ângulo ψ :

$$\psi = \arctan\left(\frac{V_y}{V_x}\right) - \delta \quad (3.7)$$

Combinando as equações (3.6) e (3.5) e simplificando o resultado para $V_y \gg V_x$ resulta em:

$$\psi_f = \left(\frac{V_y + l_1 \cdot \omega_z}{V_x}\right) - \delta_f \quad (3.8)$$

$$\psi_t = \left(\frac{V_y + l_2 \cdot \omega_z}{V_x}\right) - \delta_t \quad (3.9)$$

Tendo isto em mente pode-se deduzir as seguintes equações para a força transversal F_y nas rodas frontais (f) e nas rodas traseiras (t):

$$F_{y_f} = C \psi_f \cdot \left[\delta_f - \left(\frac{V_y + l_1 \cdot \omega_z}{V_x}\right) \right] \quad (3.10)$$

$$F_{y_t} = C \psi_t \cdot \left[\delta_t - \left(\frac{V_y + l_2 \cdot \omega_z}{V_x}\right) \right] \quad (3.11)$$

3.5 Estabilidade para escorregamento lateral

Apesar das equações de movimento que comandam o movimento da cadeira de rodas serem muito complexas, algumas hipóteses devem ser consideradas para tentar simplificar estas equações. As hipóteses podem ser citadas como sendo:

- O sistema composto pela cadeira de rodas e pela criança pode ser considerado como um corpo rígido e simétrico ao longo do eixo longitudinal (x).
- O ângulo de escorregamento lateral, ψ_i , são pequenos e assume-se uma relação linear entre eles e a força de atrito.

- Considera-se que a força lateral é perpendicular ao plano da roda e age diretamente sobre a projeção do centro da roda.

As hipóteses permitem que a equação diferencial de movimento seja linear e a simplificação do sistema não permite que sejam perdidas muitas informações. Aplicando o modelo da bicicleta representado na figura 3.3, o modelo despreza a largura da cadeia de rodas e considera apenas as forças atuantes sobre as rodas frontais e traseira, para esta modelagem foi considerada que as rodas traseira (trativas) não estavam sujeitas ao torque de acionamento.

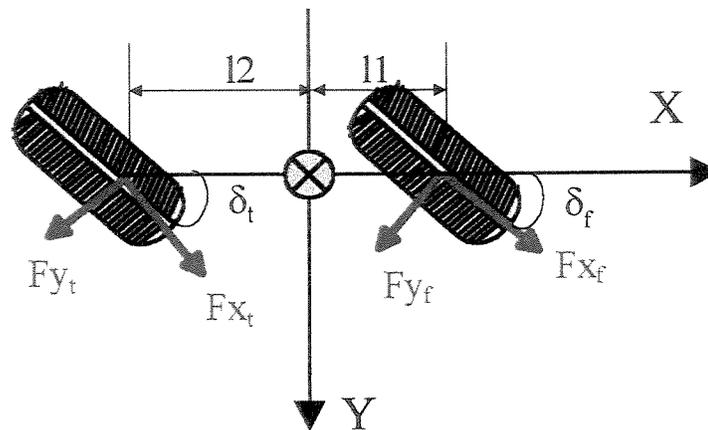


Figura 3.4 – Componentes das forças utilizadas no modelo de bicicleta adotado para a cadeia de rodas.

Supondo constante a velocidade na direção do eixo X e pequenos ângulos de perturbação, δ_f e δ_t . O ângulo de perturbação é aplicado repentinamente sobre as rodas e direção do movimento. A equação do movimento advém da aplicação das equações de Newton-Euler para as quatro rodas como mostrado a seguir:

$$\sum F_x = F_{x_t} \cdot \cos(\delta_t) + F_{x_f} \cdot \cos(\delta_f) - F_{y_t} \cdot \sin(\delta_t) - F_{y_f} \cdot \sin(\delta_f) \quad (3.12)$$

$$\sum F_y = F_{y_t} \cdot \cos(\delta_t) + F_{y_f} \cdot \cos(\delta_f) + F_{x_t} \cdot \sin(\delta_t) + F_{x_f} \cdot \sin(\delta_f) \quad (3.13)$$

$$\sum M_z = l1.(Fy_t.\cos(\delta_t) + Fx_t.\sin(\delta_t)) + l2.(Fy_f.\cos(\delta_f) + Fx_f.\sin(\delta_f)) \quad (3.14)$$

Se o movimento da cadeira de rodas é linear e uniforme, ou seja os ângulos de esterçamento são nulos, então a equação descrita a seguir representa o movimento,

$$\sum F_x = 0 \quad (3.15)$$

$$\sum F_y = m.a_y = m(\dot{V}_y + V_x.wz) = Fy_1 + Fy_2 + Fy_3 + Fy_4 \quad (3.16)$$

$$\sum M_z = Iz.wz = l1(Fy_1 + Fy_2) - l2(Fy_3 + Fy_4) \quad (3.17)$$

Combinando as equações (3.16) e (3.17) com as equações (3.10) e (3.11) tem-se:

$$\sum F_y = m.\dot{V}_y + \left(m.V_x + \frac{2I1.C\psi_f - 2I2.C\psi_t}{V_x} \right).wz + \left(\frac{2.C\psi_f + 2.C\psi_t}{V_x} \right).V_y = 0 \quad (3.18)$$

$$\sum M_z = Iz.wz + \left(\frac{2I1^2.C\psi_f + 2I2^2.C\psi_t}{V_x} \right).wz + \left(\frac{2I1.C\psi_f - 2I2.C\psi_t}{V_x} \right).V_y = 0 \quad (3.19)$$

Agora de acordo com Kreyszig (1969) e Becker (1997), é possível transformar o sistema de equações acima em um problema de autovalor de um sistema matricial do tipo $\det(B-\lambda I)=0$, visando assim determinar a equação característica do sistema.

$$\begin{bmatrix} \dot{V}_y \\ wz \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} b1 & b2 \\ b3 & b4 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} V_y \\ wz \end{Bmatrix} - \lambda \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} V_y \\ wz \end{Bmatrix} \quad (3.20)$$

Onde as variáveis b_i são definidas como:

$$b_1 = \frac{2.C \psi_f + 2.C \psi_t}{V_x . m} \quad (3.21)$$

$$b_2 = \left(V_x + \frac{2.I_1.C \psi_f - 2.I_2.C \psi_t}{m.V_x} \right) \quad (3.22)$$

$$b_3 = \left(\frac{2.I_1.C \psi_f - 2.I_2.C \psi_t}{I_z.V_x} \right) \quad (3.23)$$

$$b_4 = \left(\frac{2.I_1^2.C \psi_f + 2.I_2^2.C \psi_t}{I_z.V_x} \right) \quad (3.24)$$

Resolvendo o sistema representado na equação (3.20) tem-se como equação característica:

$$\lambda^2 - (b_1 + b_4).\lambda + (b_1.b_4 - b_2.b_3) = 0 \quad (3.25)$$

Aplicando o critério de Routh-Hurwitz, Huston (1982) e Becker (1997), o qual determina que todos os coeficientes da equação característica (3.25) devem ser positivos e considerando que os coeficientes b_i são todos positivos. Ao analisar a equação (3.25) conclui-se que somente o termo independente pode ser negativo ou nulo, logo o critério de estabilidade advém da substituição dos valores b_i no termo e igualando-o à zero para a determinação do seu ponto crítico tem-se:

$$L + \frac{V_x^2}{g} \left(\frac{W_f}{C \psi_f} - \frac{W_t}{C \psi_t} \right) > 0 \quad (3.26)$$

é interessante definir a variável Kus – coeficiente de estabilidade da cadeira de rodas, como sendo:

$$Kus = \left(\frac{W_f}{C \psi_f} - \frac{W_t}{C \psi_t} \right) \quad (3.27)$$

$$Vx_{crítica} = \sqrt{\frac{-L}{\left(\frac{m_f}{C \psi_f} - \frac{m_t}{C \psi_t} \right)}} \quad (3.28)$$

Pela equação acima (3.28) pode ser notado que interessante para aumento da velocidade limite que o centro de gravidade esteja mais próximo ao eixo frontal, ou seja, o peso deve ter um parcela maior distribuída na sua parte frontal.

Assume-se que a rigidez ao deslizamento das rodas ($C\psi_f$) como tendo a seguinte equação constitutiva (Huston, 1982):

$$C \psi_f = (A - B.C_n).C_n \quad (3.29)$$

Onde C_n – Carga normal à roda, A e B – como constantes positivas dependentes das propriedades da roda assumidas neste trabalho respectivamente, 16,3 e $1,6 \cdot 10^{-4}$. (Huston,1982)

Assim combinando as equações (A1.8) e (A1.9), (3.26) e (3.29) , obtem-se uma equação para a condição de estabilidade lateral, onde explicita-se o que foi dito anteriormente sobre o peso da cadeira de rodas dever estar distribuído em sua parte frontal.

$$W_f = \frac{m \cdot g \cdot l_2}{2 \cdot L} \quad (3.30)$$

$$W_t = \frac{m \cdot g \cdot l_1}{2 \cdot L} \quad (3.31)$$

$$K_{us} = \left(\frac{W_f}{C \psi_f} - \frac{W_t}{C \psi_t} \right) = \frac{B \cdot m \cdot g \cdot (l_2 - l_1)}{2 \cdot L \cdot (A - B \cdot W_f)(A - B \cdot W_t)} \geq 0 \quad (3.32)$$

onde pode-se concluir que para que a cadeira de rodas seja estável é necessário que $l_2 \geq l_1$, ou seja $l_2 \geq L/2$. Isto implica que o centro de massa da cadeira deva estar posicionado mais à frente da mesma. Na utilização de cadeiras de rodas motorizadas nem sempre isso é possível devido ao peso excessivo do conjunto motor.

A figura 3.5, a seguir, representa o comportamento da velocidade crítica $V_{x_{crítica}}$ em função da posição do CG da cadeira de rodas representado pelo valor da variável l_1 . Nota-se que quanto maior o valor de l_1 , ou seja, quanto mais próximo está o CG da cadeira de rodas do eixo traseiro, menor a velocidade crítica para que comece a ocorrer escorregamentos.

Outra importante observação é que para a configuração da cadeira de rodas a velocidade crítica é muito alta, portanto com pouca influência para os estudos tratados em velocidade usuais de utilização de cadeiras de rodas

Para a determinação da figura 3.5, foram definidas as seguintes variáveis: massa da cadeira de rodas (m), 110 kg; comprimento total entre os eixos da cadeira de rodas (L), 0,5 m; distância entre o CG da cadeira de rodas e o eixo dianteiro (l_1), variável de 0,26 à 0,5 m; constante A e B, respectivamente, 16,3 e $1,6 \cdot 10^{-4}$.

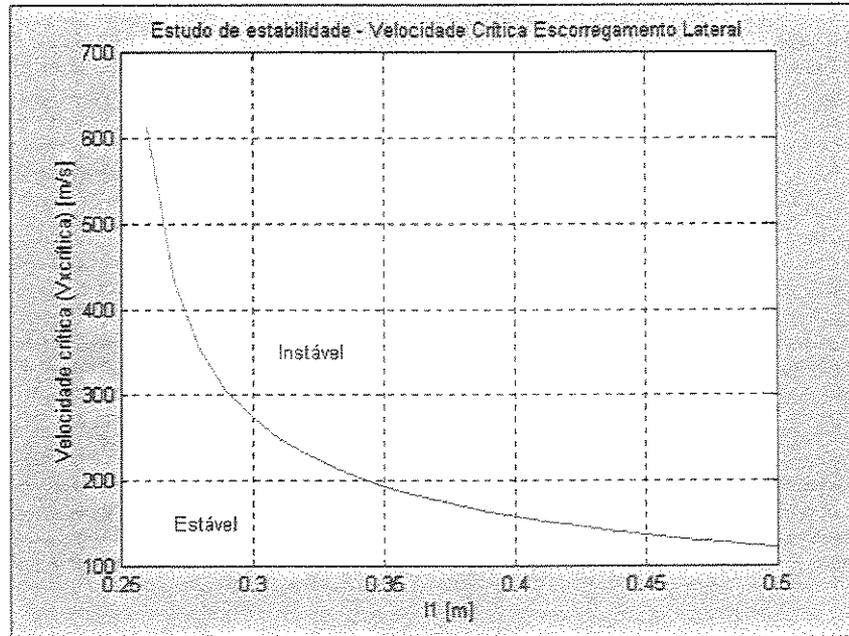


Figura 3.5 – Velocidade crítica para escorregamento lateral

3.6 Estabilidade à Tombamento Lateral

Aplicando-se uma força lateral F à uma altura h sobre a cadeira de rodas e calculando a somatória de momentos, considerando que quando esta soma é maior que zero a cadeira de rodas irá tombar.

O eixo de tombamento é mostrado na figura 3.6 e definido com sendo ET , o qual representa o eixo onde a cadeira de rodas será forçada ao tombamento. Tendo assim esta definição de critério de tombamento sendo derivada através da soma de momentos em relação ao eixo ET exercidos pelas forças sobre o eixo y , como representado a seguir

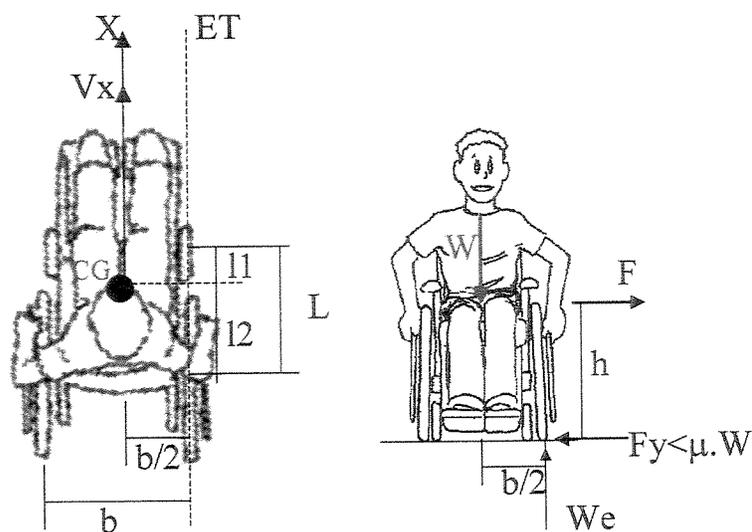


Figura 3.6 – Modelo da cadeira de rodas em movimento linear submetido à uma força lateral.

Para que não exista tombamento o momento resultante deve ser negativo, pois assim tenderá a manter as rodas apoiadas no chão.

$$\sum M_{ET} = -W \cdot \frac{b}{2} + F \cdot h < 0 \quad (3.33)$$

$$F < \frac{b}{2 \cdot h} \cdot W \quad (3.34)$$

e considerando novamente a figura 3.6 chega-se a seguinte definição:

$$F = F_y < \mu \cdot W \quad (3.35)$$

Observando-se as equações (3.34) e (3.35) pode-se concluir que o coeficiente de atrito μ deve ser menor que $b/(2 \cdot h)$, para que a cadeira de rodas deslize sobre o solo antes que ocorra o tombamento da mesma. A equação (3.34) sugere que $b/(2 \cdot h)$ seja o maior

possível evitando o tombamento ou seja, h (altura do CG da cadeira de rodas) deve ser o menor possível, o que implica no CG mais próximo do solo.

3.7 Tombamento em um plano inclinado e movimento linear

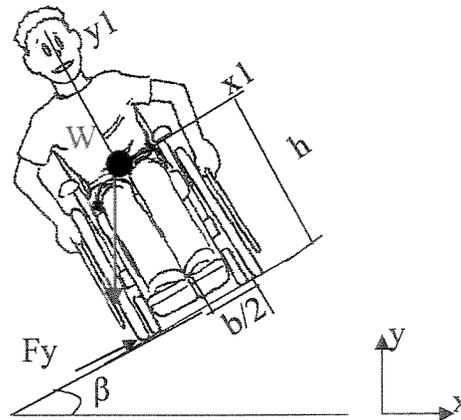


Figura 3.7 – Modelagem da cadeira de rodas em movimento linear em um plano inclinado.

Quando realiza-se a soma de momentos sobre o eixo de tombamento ET sobre o sistema de coordenadas x_1y_1 e aplicando-se as considerações anteriores tem-se as seguintes equações:

$$\sum M_{ET} = -W \cdot \frac{b}{2} \cdot \cos \beta + W \cdot h \cdot \sin \beta < 0 \quad (3.36)$$

$$\beta < \arctan \left(\frac{b}{2 \cdot h} \right) \quad (3.37)$$

E assim como a força F_y deve ser menor que a força máxima de aderência, seja a força de atrito, tem-se:

$$\mu \cdot W > F_y = W \cdot \sin \beta \quad (3.38)$$

Combinado as equações (3.37) e (3.38):

$$\sin \beta < \mu \quad (3.39)$$

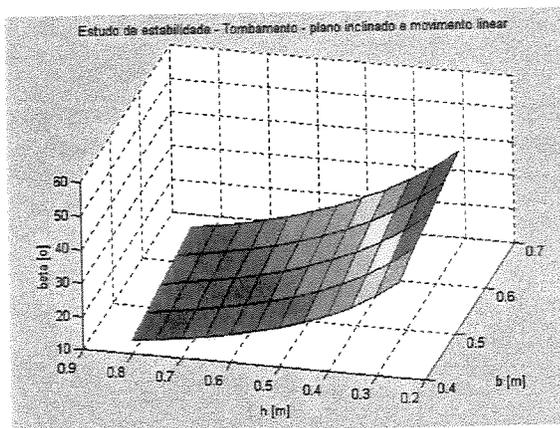


Figura 3.8 – Comportamento do ângulo crítico β em função das variáveis b e h

A figura 3.8 mostra o comportamento do ângulo β em função das variáveis b e h (largura da cadeira de rodas e altura do CG respectivamente), observa-se que existe a tendência ao crescimento do limite para β , à medida em que b aumenta e h diminui, comportamento este que fica evidenciado observando-se os gráficos da figura 3.9.

Portanto, para que a cadeira seja o mais estável possível quanto ao tombamento, esta deve possuir o CG baixo e uma distância entre eixos a maior possível. No caso da altura do CG, cadeiras de rodas motorizadas levam vantagem, pois o peso se concentra mais na parte inferior da mesma. Porém para aumentar a distância entre eixos é mais difícil, pois existem problemas ergonômicos (comodidade do usuário e segurança do mesmo, devido ao escorregamento lateral que pode ocorrer quando o assento é largo demais) e problemas com a dirigibilidade da cadeira de rodas.

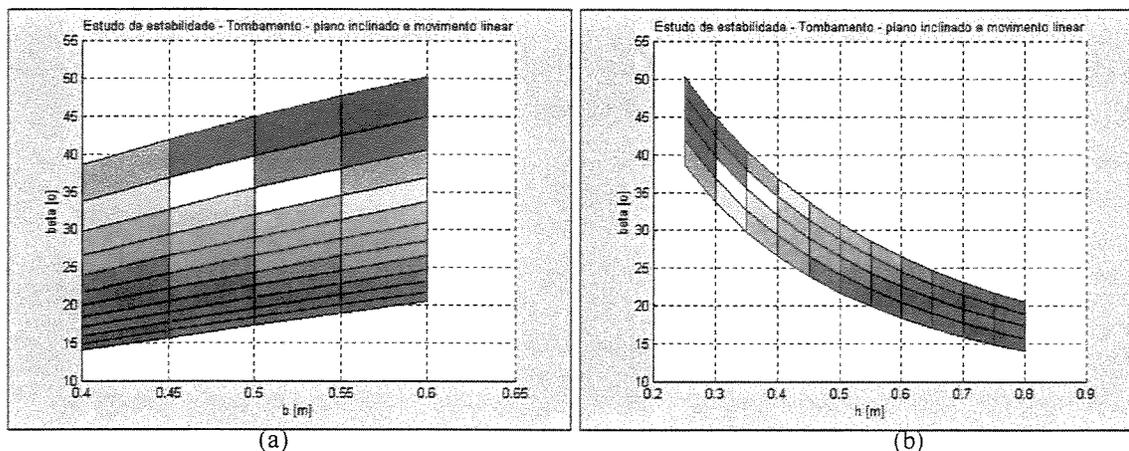


Figura 3.9 – Comportamento do ângulo crítico β em função das variáveis b (gráfico (a)) e h (gráfico (b)) separadamente

Tanto a figura 3.8 quanto 3.9 na sua representação foram definidas as seguintes variáveis: massa da cadeira de rodas (m), 110 kg; comprimento total entre os eixos da cadeira de rodas (L), 0,5 m; distância entre o CG da cadeira de rodas e o eixo traseiro (l_2), 0,2 m; altura do CG da cadeira de rodas (h), variável de 0,25 m à 0,8 m, largura da cadeira de rodas (b), variável de 0,4 m à 0,6 m.

3.8 Tombamento em aclives e movimento linear

Este parâmetro é importante porque consegue-se definir o ângulo máximo de subida/descida da cadeira de rodas sem que a mesma tombe para trás, na subida, ou para frente, na descida.

A figura a seguir (3.10) representa as variáveis utilizadas na modelagem da cadeira de rodas nesta situação.

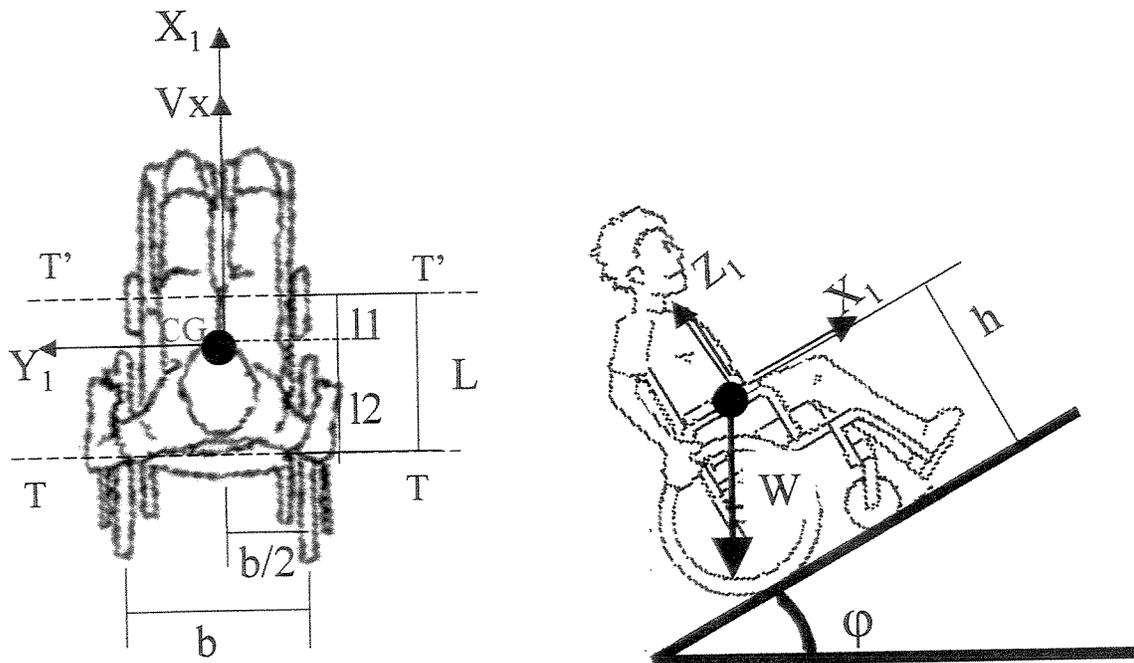


Figura 3.10 - Modelagem da cadeira de rodas em movimento linear em alicve

Realizando a somatória de momentos em relação ao eixo de tombamento TT, representado na figura 3.10 e considerando momentos no sentido horário positivo, tem-se:

$$\sum M_{TT} = W \cdot l_2 \cdot \cos \varphi - W \cdot h \cdot \sin \varphi < 0 \quad (3.40)$$

$$\varphi < \arctan \left(\frac{l_2}{h} \right) \quad (3.41)$$

No momento da descida a somatória de momentos deve ser feita em relação ao eixo de tombamento T'T', vide figura 3.10, ou seja eixo frontal da cadeira de rodas, isto resulta em:

$$\sum M_{T'T'} = -W \cdot l_1 \cdot \cos \varphi - W \cdot h \cdot \sin \varphi > 0 \quad (3.42)$$

$$\varphi < \arctan \left(\frac{-l_1}{h} \right) \quad (3.43)$$

Pode-se notar que os valores de φ , pela equação acima (3.43) irão assumir valores negativos, isto deve-se ao fato do sistema de coordenadas adotado fixo na cadeira de rodas, onde o ângulo γ representa uma rotação no eixo Z positiva.

Para efeito de ilustração apenas serão apresentados os gráficos referentes ao aclive (ou seja ângulo φ positivo).

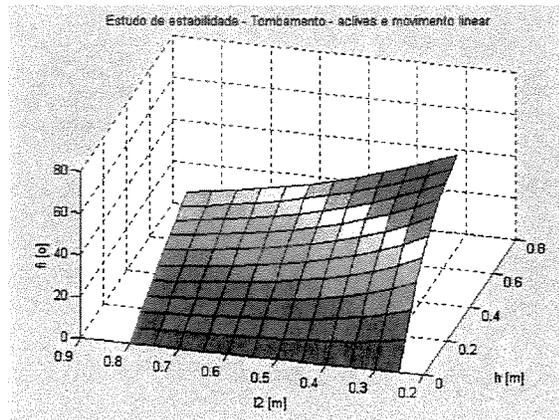


Figura 3.11 – Comportamento do ângulo crítico φ em função das variáveis h e l_2

A figura 3.11 representa o comportamento do ângulo de aclive crítico φ em função das variáveis h e l_2 (altura do CG e posição do mesmo ao longo do eixo longitudinal da cadeira de rodas). Pode-se notar, observando a figura 3.11 que quanto maior o comprimento l_2 e menor a altura h , mais estável é a cadeira quanto ao tombamento.

O fato de l_2 tender a ser o maior possível vem a reforçar o que já foi citado no item 3.5 quando estudava-se o escorregamento lateral da cadeira de rodas, porém isto somente é reforçado quando estuda-se a cadeira de rodas em aclive, porque no caso do declive a variável que deve ser maximizada é a variável l_1 .

Mas em ambos os casos é reafirmado que a variável h (altura do CG) deva ser minimizada para melhorar a estabilidade da cadeira de rodas.

Na figura seguinte, figura 3.12, as variáveis são grafadas separadamente quanto a sua influência ao ângulo crítico φ .

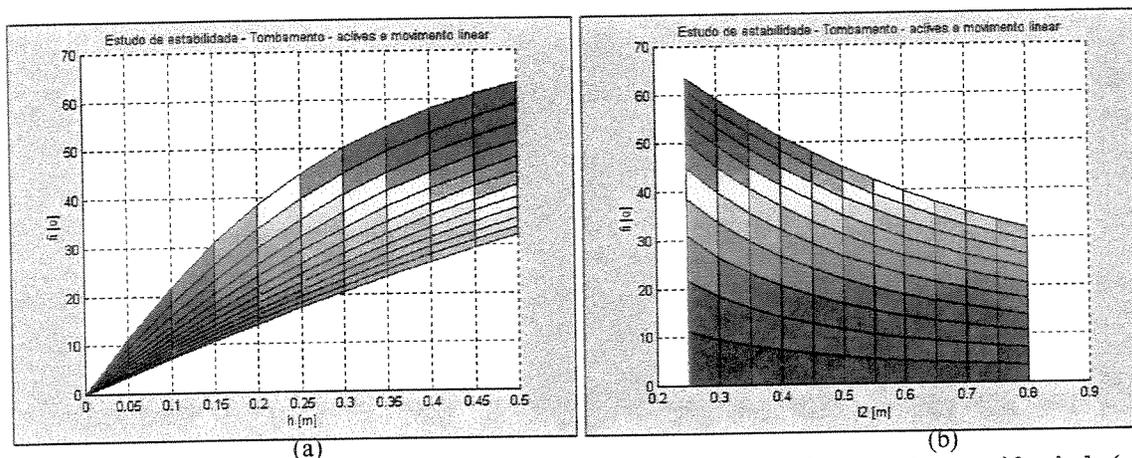


Figura 3.12 - Comportamento do ângulo crítico φ em função das variáveis h (a) e l_2 (b) separadamente

Para as figuras 3.11 e 3.12 na sua representação foram definidas as seguintes variáveis: massa da cadeira de rodas (m), 110 kg; comprimento total entre os eixos da cadeira de rodas (L), 0,5 m; distância entre o CG da cadeira de rodas e o eixo traseiro (l_2), variável de 0 à 0,5 m; altura do CG da cadeira de rodas (h), variável de 0,25 à 0,8 m, largura da cadeira de rodas (b), 0,475 m e raio de curvatura (R), 1 m.

3.9 Curva plana com aceleração

É importante considerar a influência da aceleração sobre o movimento da cadeira de rodas, então deve-se considerar as forças de inércia induzidas pela aceleração longitudinal:

$$|F_{long}| = m \cdot a \quad (3.44)$$

e as forças induzidas pela aceleração lateral:

$$|Flat| = \frac{mV^2}{R} \quad (3.45)$$

Aonde R é o raio do movimento circular. Agora considerando estas forças e analisando o diagrama de forças mostrado na figura 3.13 pode-se deduzir:

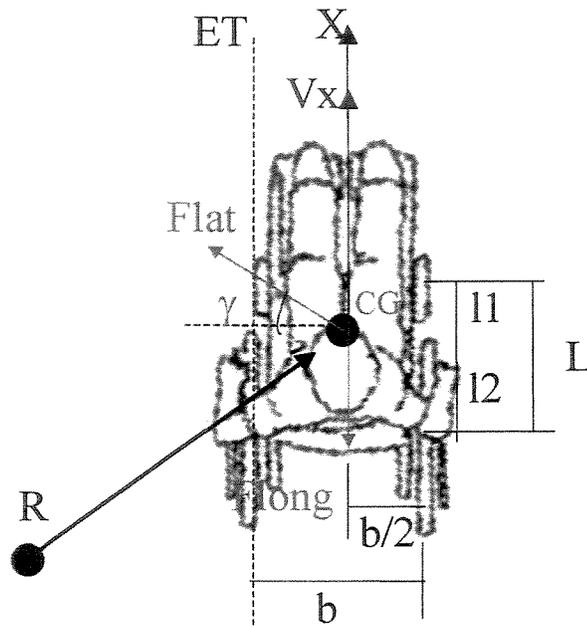


Figura 3.13 – Modelo da cadeira de rodas em movimento curvilíneo e acelerado

Repetindo o desenvolvimento mostrado na secção anterior, o qual resulta na equação (3.46) a qual representa a condição de estabilidade do sistema, sendo γ o ângulo de inclinação da força lateral como eixo transversal medido plano YZ:

$$Flat < \frac{W \cdot b}{2 \cdot h \cdot \cos \gamma} \quad (3.46)$$

Combinando as equações (3.45) e (3.46):

$$V_{\text{lim it}} = \sqrt{\frac{g \cdot R \cdot b}{2 \cdot h \cdot \cos \gamma}} \quad (3.47)$$

A equação (3.47) resultante desta análise fornece uma função de várias variáveis que em um caso prático podem sofrer variações. Buscou-se então, avaliar a influência da variação dos parâmetros inerentes à cadeira de rodas (b e h) e em seguida os parâmetros inerentes à pista (R e γ). As figuras seguintes representam esta variação.

Para determinação das figuras que se seguem 3.14, 3.15, foram definidas as seguintes variáveis: massa da cadeira de rodas (m), 110 kg; comprimento total entre os eixos da cadeira de rodas (L), 0,5 m; distância entre o CG da cadeira de rodas e o eixo traseiro (l2), 0,2 m; altura do CG da cadeira de rodas (h), variável de 0,25 à 0,8 m, largura da cadeira de rodas (b), variável de 0,4 à 0,6 m, raio de curvatura (R), 1 m e ângulo entre a força lateral e o eixo transversal da mesma (γ), 15 °. Já para as figuras 3.16 e 3.17, as variáveis b e h foram mantidas constantes e iguais respectivamente à, 0,475 m e 0,5 m, e as variáveis R e γ , variaram respectivamente 0,5 à 0,25 m e 5 à 25 °.

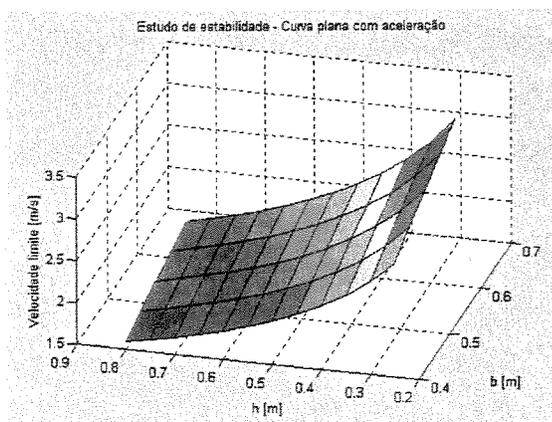


Figura 3.14 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva no plano e com aceleração em função das variáveis b e h

Pode-se observar pela figura 3.14 que os valores limites de velocidade para esta situação estão superiores à 1,5 m/s, já é algo que deve ser considerado à medida que algumas cadeira de rodas tanto motorizadas quanto manuais podem facilmente atingir à esta velocidade.

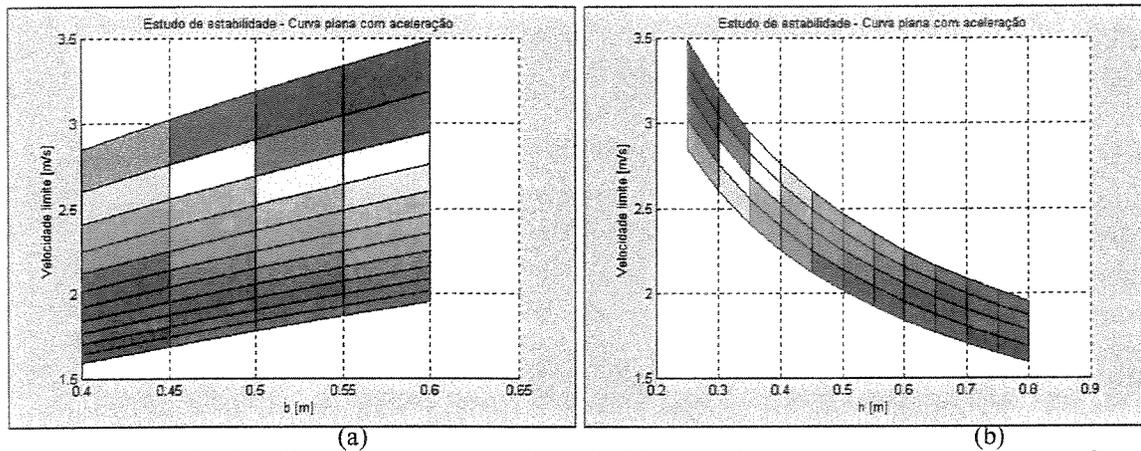


Figura 3.15 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva no plano com aceleração em função das variáveis b (a) e h (b) separadamente

Estes gráficos apresentados na figura 3.15, confirmam o resultado apresentado na seção 3.7 na qual foi notado que a cadeira seria mais estável quanto maior sua largura (b) e mais baixo seu CG em relação ao solo (h)

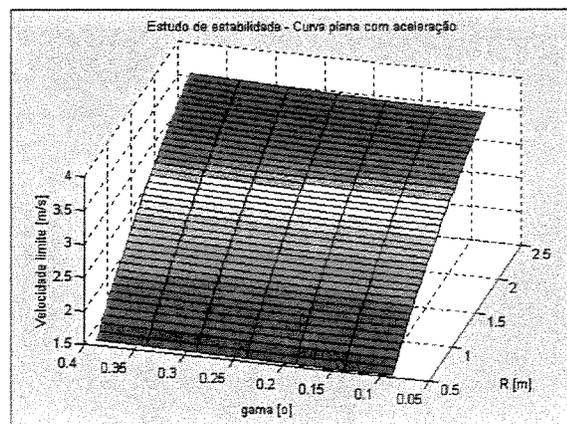


Figura 3.16 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva no plano e com aceleração em função das variáveis R e γ

A figura 3.16 representa o comportamento da velocidade crítica para uma curva em aceleração em função do raio de curvatura da cadeira de rodas (R) e o ângulo entre a força lateral com o eixo transversal da cadeira de rodas (γ)

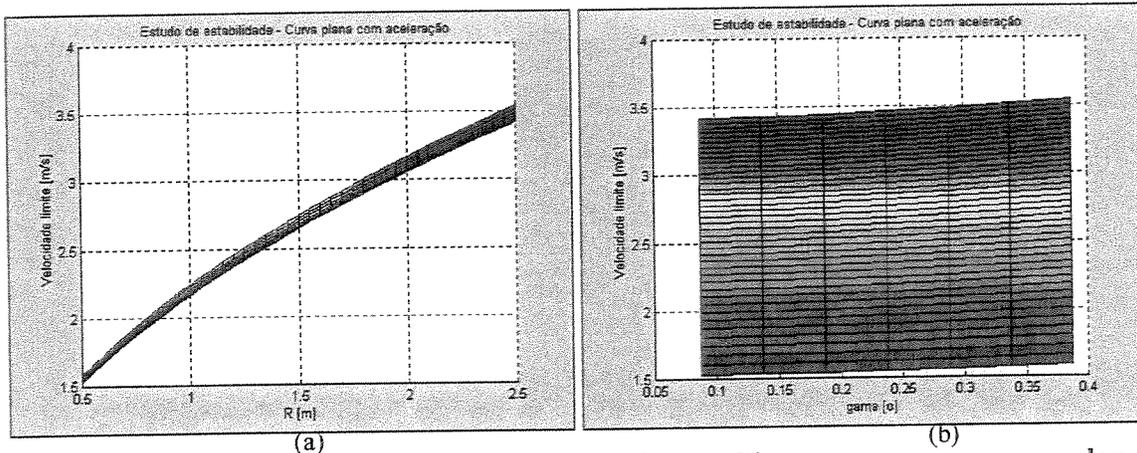


Figura 3.17 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva no plano com aceleração em função das variáveis R (a) e γ (b) separadamente

Pode-se observar pela figura 3.17 que o ângulo γ não tem grande influência sobre a velocidade crítica porém o raio de curvatura apresenta uma influência significativa sobre esta, demonstrando que quanto maior o raio de curvatura maior pode ser a velocidade da cadeira de rodas para fazer a curva.

3.10 Curva inclinada e aceleração

Para este tipo de utilização à que está submetido a cadeira de rodas a análise deste tipo de movimento misto deve ser considerado, para tanto deve-se basear nas secções 3.7 e 3.9 sendo importante considerar as forças induzidas pela aceleração linear e lateral:

$$Flat < \frac{1}{\cos \gamma} \left(\frac{2.W.h.\sin \beta + W.b \cos \beta}{2.h.\cos \beta - b.\sin \beta} \right) \quad (3.48)$$

assim para a velocidade limite tem-se:

$$V_{\text{lim it}} < \sqrt{\frac{g.R}{\cos \gamma} \left(\frac{2.h.\sin \beta + b.\cos \beta}{2.h.\cos \beta - b.\sin \beta} \right)} \quad (3.49)$$

Como observou-se pela secção anterior 3.9 a variável γ não apresenta grande influência na velocidade limite logo será desconsiderada sua variação para as análises.

Para determinação das figuras que se seguem 3.18, 3.19, foram definidas as seguintes variáveis: massa da cadeira de rodas (m), 110 kg; comprimento total entre os eixos da cadeira de rodas (L), 0,5 m; distância entre o CG da cadeira de rodas e o eixo traseiro (l2), 0,2 m; altura do CG da cadeira de rodas (h), variável de 0,25 à 0,8 m, largura da cadeira de rodas (b), variável de 0,4 à 0,6 m, raio de curvatura (R), 1 m; ângulo entre a força lateral e o eixo transversal da mesma (γ), 25 ° e ângulo de inclinação da pista (β), 15 °. Já para as figuras 3.20, 3.21,, as variáveis b e h forma mantida constantes e iguais respectivamente à, 0,475m e 0,5 m, e as variáveis R e β , variaram respectivamente 0,5 à 2,5 m e 5 à 25 °. E para a figura 3.22, seguem-se as mesmas definições porém o ângulo β é assume valores negativos.

Observa-se pela figura 3.18 que o comportamento do gráfico é bastante semelhante ao obtido na secção anterior, porém a grandeza da velocidade é superior à encontrada no gráfico anterior, isto vale somente para uma ângulo β , ângulo de inclinação da pista positivo, ou seja quando a curva é feita no sentido do aclive, porém quando β é negativo os valores são reduzidos significativamente como será observado na figura 3.22.

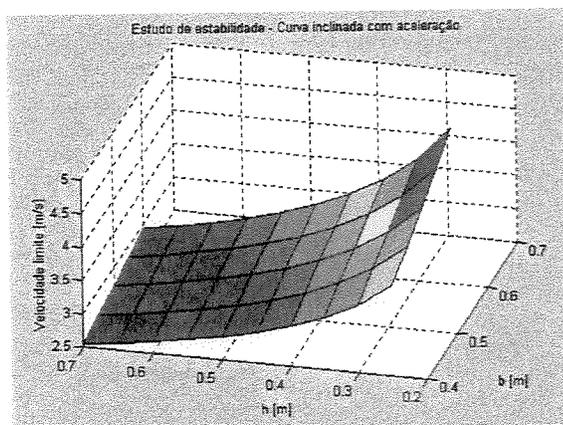


Figura 3.18 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva inclinada e com aceleração em função das variáveis b e h

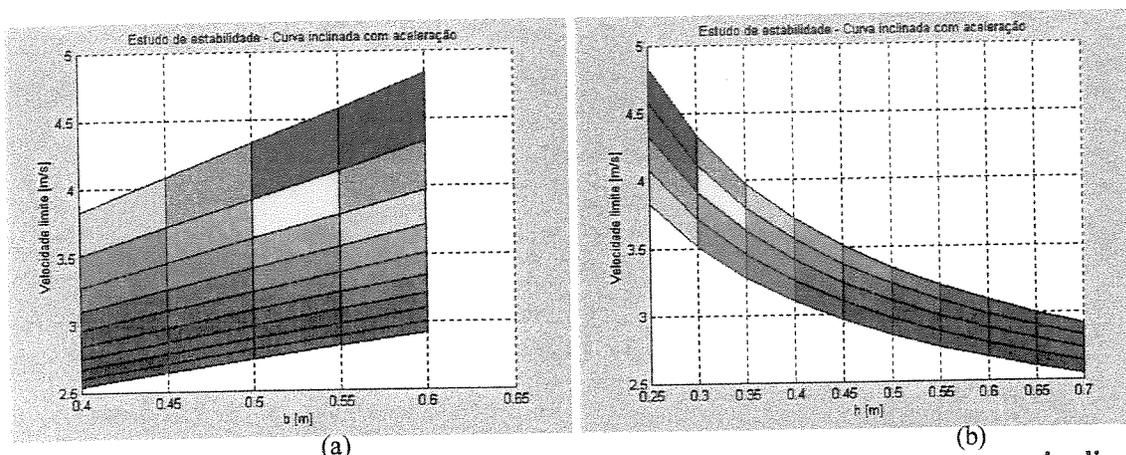


Figura 3.19 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva inclinada com aceleração em função das variáveis b (a) e h (b) separadamente

Observa-se novamente que a estabilidade é favorecida pelo aumento da largura da cadeira de rodas (b) mas principalmente pela diminuição do CG da mesma (h)

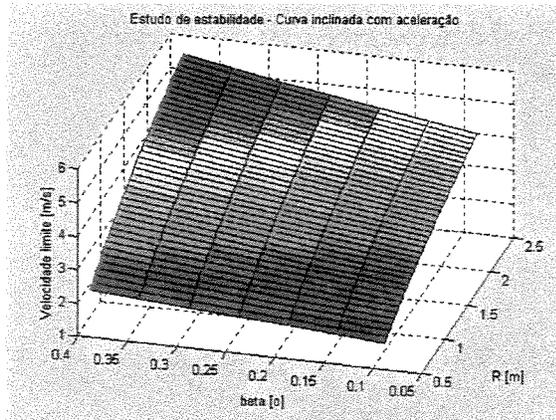


Figura 3.20 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva inclinada e com aceleração em função das variáveis R e β

A figura 3.20 representa o comportamento da velocidade crítica para uma curva em aceleração em função do raio de curvatura da cadeira de rodas (R) e o ângulo entre a força lateral com o eixo transversal da cadeira de rodas (γ)

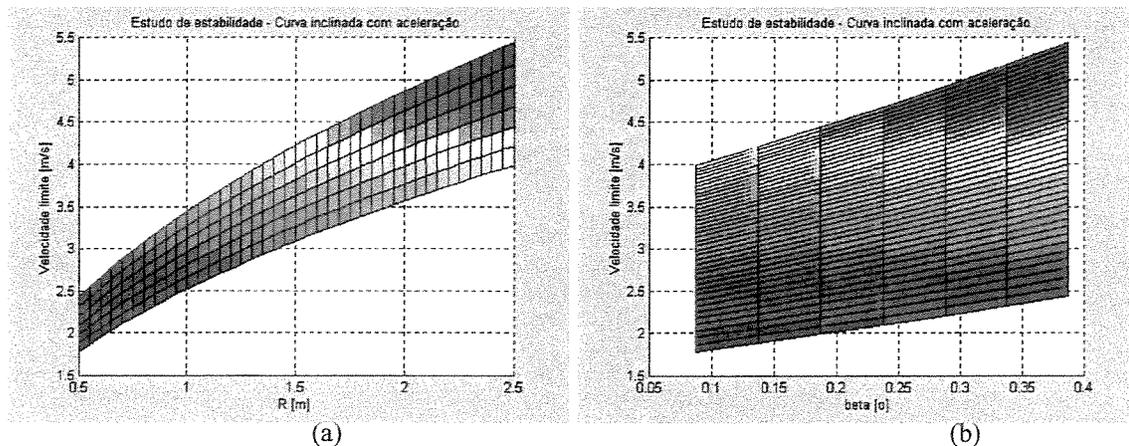


Figura 3.21 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva inclinada com aceleração em função das variáveis R (a) e β (b) separadamente

Pode-se observar pela figura 3.21 que o ângulo β tem grande influência linear sobre a velocidade crítica porém novamente o raio de curvatura apresenta uma influência significativa sobre esta, demonstrando que quanto maior, maior pode ser a velocidade da cadeira de rodas para fazer a curva.

Como já mencionado a velocidade crítica cai bastante quando trata-se de um declive, porém o comportamento da função é idêntico ao encontrado em aclives. A seguir são apresentados os gráficos 3D da velocidade limite em função das variáveis (b e h) e (R e β) separadamente.

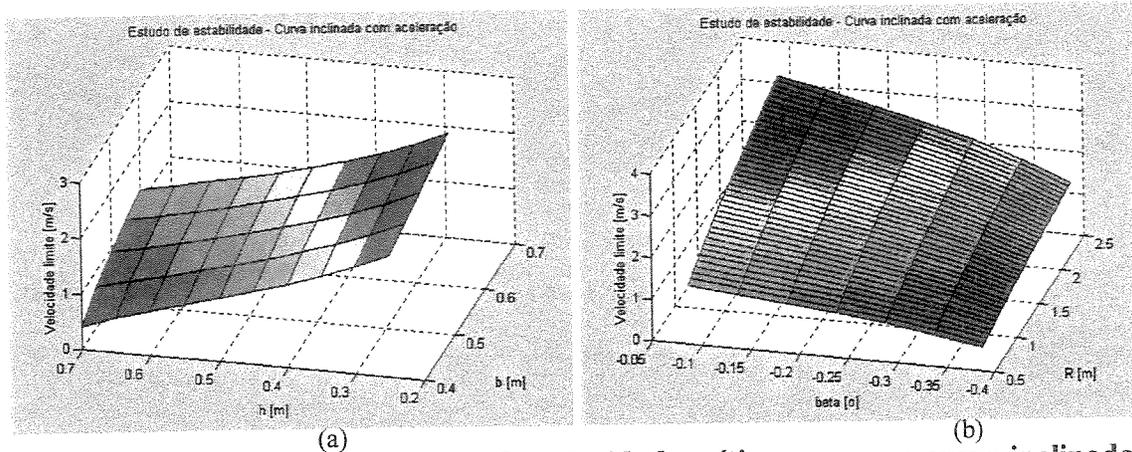


Figura 3.22 – Comportamento da velocidade crítica para uma curva inclinada e com aceleração em função das variáveis b e h (a) e R e β (b), para ângulos β negativos (declives).

3.11 Caso mais geral - Plano com inclinação dupla, curva e aceleração

As secções anteriores modelavam casos isolados de possíveis situações às quais o usuário de cadeiras de rodas poderiam estar sujeitos. Porém no dia a dia o usuário pode estar submetido à situações bem mais complexas como o caso de um plano com dupla inclinação, etc. Por esta razão pode-se equacionar a cadeira de roda em função de sistema de bases móveis que facilitam a compreensão dos movimentos.

Definição dos sistemas de coordenadas:

- Sistema Inercial I posicionado no centro de curvatura da cadeira de rodas:
XYZ definido pelos cursores i, j, k ;

- Sistema Móvel B1 acoplado ao CG da cadeira de rodas: $X_1Y_1Z_1$ definido pelos cursores i_1, j_1, k_1 ;

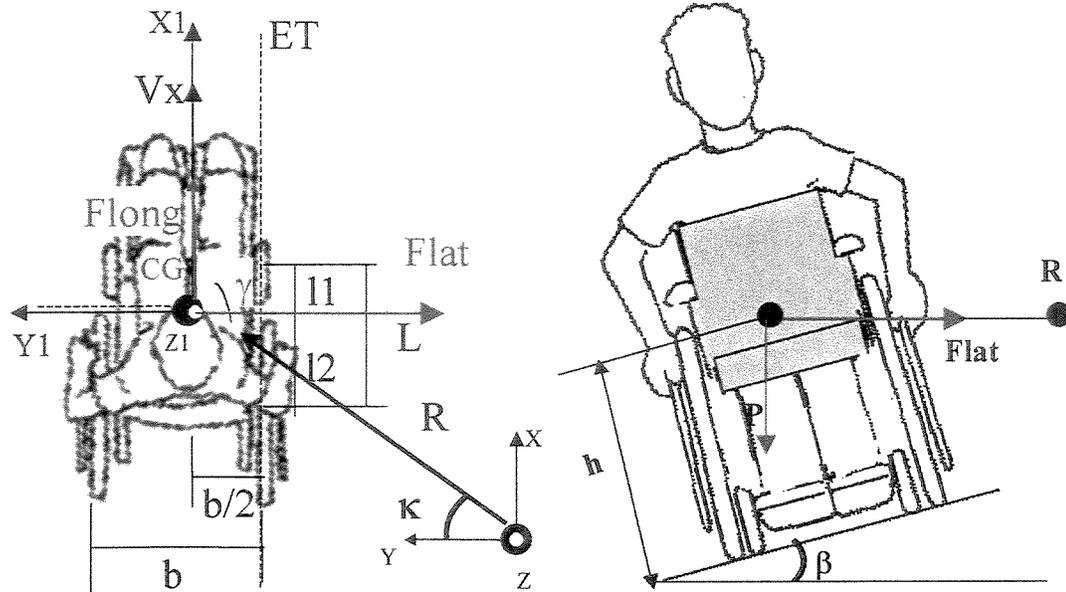


Figura 3.23 – Diagrama de forças para a cadeira de rodas nas vistas superior e posterior

Uma vez definido o sistema de coordenadas pode-se agora definir as matrizes de transformação de coordenadas. Utilizando os ângulos *How*, *Pitch* e *Yaw* para definir as rotações possíveis da cadeira de rodas tem-se:

$$R_{x,\gamma} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & -\sin \gamma \\ 0 & \sin \gamma & \cos \gamma \end{bmatrix} \quad (3.50)$$

$$R_{y,\beta} = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \quad (3.51)$$

$$R_{z,\alpha} = \begin{bmatrix} \cos \kappa & -\sin \kappa & 0 \\ \sin \kappa & \cos \kappa & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.52)$$

O ângulo de *Yaw*, κ , que representa a rotação no eixo **Z**, pode ser expresso através de uma fórmula que está diretamente relacionada com o raio de curvatura do movimento da cadeira de rodas, como pode ser observado a seguir:

$$\kappa = \sin^{-1} \left(-\frac{l_2}{R} \right) \quad (3.53)$$

A variável R é definida como sendo o raio da curva demarcada pela roda interna da cadeira de rodas somado à metade da largura da cadeira de rodas (b).

Os módulos das forças imprimem acelerações tangencial e radial ao CG da cadeira de rodas, que no sistema móvel estão dispostas respectivamente nos eixos X_1, Y_1 e Z_1 são os mesmos definidos na secção 3.6, Assim na forma vetorial têm-se:

$${}_1 \vec{F}_{long} = m \cdot a_x \cdot \begin{Bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (3.54)$$

$${}_1 \vec{F}_{lat} = \frac{mV_x^2}{R} \cdot \begin{Bmatrix} 0 \\ -1 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (3.55)$$

$${}_1 \vec{W} = m \cdot g \cdot \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ -1 \end{Bmatrix} \quad (3.56)$$

A transformação de coordenadas do sistema móvel B1 para o sistema inercial I, é a multiplicação das matrizes transformação de coordenadas para as rotações κ , β e γ .

$$R_0^1 = R_{z,\kappa} \cdot R_{y,\beta} \cdot R_{x,\gamma} \quad (3.57)$$

$$R_0^1 = \begin{bmatrix} \cos\kappa \cdot \cos\beta & \cos\kappa \cdot \sin\beta \cdot \sin\gamma - \sin\kappa \cdot \cos\gamma & \sin\kappa \cdot \sin\gamma + \cos\alpha \cdot \sin\beta \cdot \cos\gamma \\ \sin\kappa \cdot \cos\beta & \cos\kappa \cdot \cos\gamma + \sin\kappa \cdot \sin\beta \cdot \sin\gamma & \sin\kappa \cdot \sin\beta \cdot \cos\gamma - \cos\kappa \cdot \sin\gamma \\ -\sin\beta & \sin\gamma \cdot \cos\beta & \cos\gamma \cdot \cos\beta \end{bmatrix} \quad (3.58)$$

Necessita-se agora definir o vetor \mathbf{R}_{ET} , que sai do eixo de tombamento ET da cadeira de rodas e vai até o CG da mesma:

$${}_1 R_{et} = \begin{Bmatrix} 0 \\ b/2 \\ h \end{Bmatrix} \quad (3.59)$$

Da mesma forma com foi definida a velocidade limite da cadeira de rodas para movimento curvilíneos deve-se efetuar a somatória de momentos em relação ao eixo de tombamento ET no sistema móvel B1, como representado a seguir:

$$\sum M_{ET} = {}_1 \vec{R} \cdot {}_1 \vec{F}_{long} + {}_1 \vec{R} \cdot {}_1 \vec{F}_{lat} + {}_1 \vec{R} \cdot \vec{W} = 0 \quad (3.60)$$

Aplicando as transformações de coordenadas necessárias e isolando-se o termo V_x das equações tem-se:

$$\sum M_{ET} = \left\{ \begin{array}{l} h \cdot m \cdot V_x^2 / R - 1/2 \cdot b \cdot \cos(\beta) \cdot \cos(\gamma) \cdot m \cdot g + h \cdot \cos(\beta) \cdot \sin(\gamma) \cdot m \cdot g \\ h \cdot m \cdot a_x + h \cdot \sin(\beta) \cdot m \cdot g \\ 1/2 \cdot b \cdot m \cdot a_x - 1/2 \cdot b \cdot \sin(\beta) \cdot m \cdot g \end{array} \right\} \quad (3.61)$$

$$V_x = \sqrt{\frac{1}{2} \cdot \cos(\beta) \cdot g \cdot \frac{R}{h} (b \cdot \cos(\gamma) - 2 \cdot h \cdot \sin(\gamma))} \quad (3.62)$$

Observa-se que embora V_x seja um escalar este deve assumir um valor específico para que possa tornar nulo o momento M_{ET} em um determinado eixo (X,Y, ou Z) do sistema inercial, podendo somente tornar nulo um eixo por valor assumido. Mas como a somatória de momentos foi realizada na base móvel este problema não ocorre.

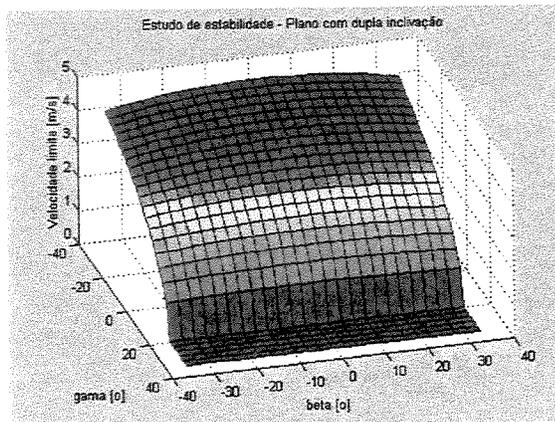


Figura 3.24 – Representação do comportamento da velocidade limite para uma curva em um plano com inclinação dupla e aceleração para os ângulo de inclinação da pista β e γ .

Pela figura (3.24) acima pode-se observar que existe uma combinação de ângulos de inclinação da pista para a qual o comportamento da cadeira de rodas é instável, representado no gráfico como sendo os pontos onde a velocidade crítica é nula.

A seguir figura (3.26) são apresentados os gráficos com o comportamento da velocidade limite em função dos ângulos de inclinação da pista β e γ (inclinação no eixo Y e X, respectivamente), observar-se-á que o ângulo γ possui uma grande influência na velocidade limite sendo este que determina a partir de qual ponto a cadeira de roda torna-se instável. Já o comportamento do ângulo β não apresenta grande influência.

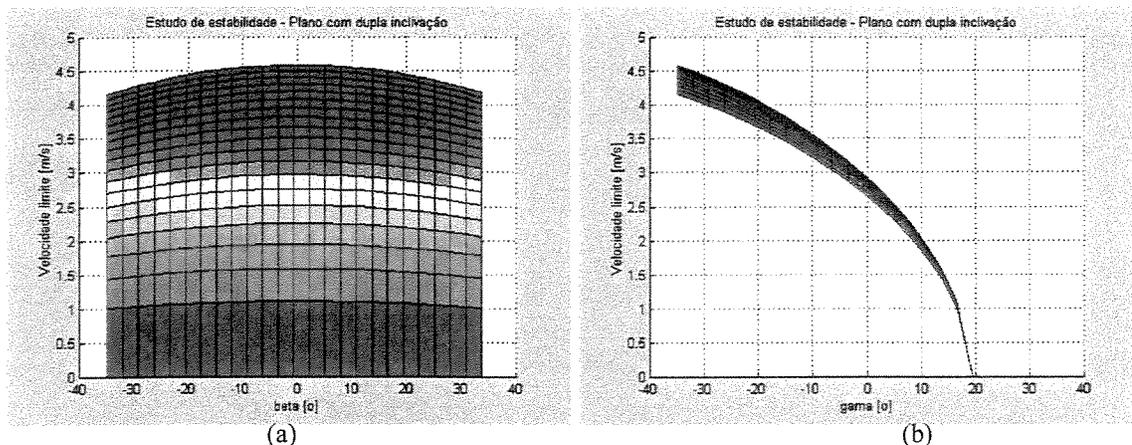


Figura 3.25 – Representação do comportamento da velocidade limite para uma curva em um plano com inclinação dupla e aceleração para os ângulo de inclinação da pista β (a) e γ (b) separadamente.

Comparando-se os casos anteriormente descritos nas seções anteriores com o caso de curva com acelerações em planos de dupla inclinação, para uma dada geometria de cadeira de rodas definida, observou-se que a velocidade limite para esta última é a menor dentre todas. Como pode ser observado na tabela seguinte:

Tabela 3.1 – Tabela comparativa dos valores de estabilidade para uma dada cadeira de rodas

Velocidade de Escorregamento [m/s]	Movimento Uniforme			Movimento Variável		
	Ângulo de tombamento lateral (°)	Ângulo de tombamento frontal (°)	Ângulo de tombamento traseiro (°)	Velocidade Limite Curva plana [m/s]	Velocidade Limite Curva inclinada [m/s]	Velocidade Limite curva dupla inclinação [m/s]
274	19,3	21,8	-31	2,98	3,77	1,33

Para a confecção da tabela mostrada acima foram utilizados valores padrões para as variáveis encontradas nas equações, 3.28, 3.37, 3.41, 4.43, 3.47, 3.49, 3.62, constantes para determinação de $C\psi$ $A = 16,3$; $B = 1,6 \cdot 10^{-4}$; $\mu = 0,015$ (resistência ao rolamento); dimensões da cadeira de rodas: $L = 0,5$ m; $l_2 = 0,2$ m; $l_1 = 0,3$ m; $h = 0,5$ m; $b = 0,70$ m (usando como referência a norma ABNT 9050); $m = 110$ kg; e $R = 2,5$ m (raio de curvatura da cadeira de rodas) ângulos de inclinação da pista $\beta = 10^\circ$ e $\gamma = 15^\circ$.

3.12 Dirigibilidade

Uma vez que já foram determinadas as velocidades limites para o movimento do sistema cadeira de rodas/usuário deve-se agora determinar uma equação para o movimento global da mesma, pois uma vez conhecida a equação de movimento pode-se simulá-la em computador testando assim condições extremas de uso e simulações quanto ao sistema de controle da cadeira.

Este trabalho visa entender o comportamento do sistema dinâmico que é a cadeira de rodas iniciado por Huston, 1982, Chang e Lee 1990, de Vries 1996 e Becker, 1997, fornecendo um sistema de equações que representam o movimento da cadeira de rodas em função da potência de acionamento à ela imposta. Lembrando-se que para uma cadeira de rodas o acionamento dá-se pelas rodas traseiras e o esterçamento pelas rodas dianteiras.

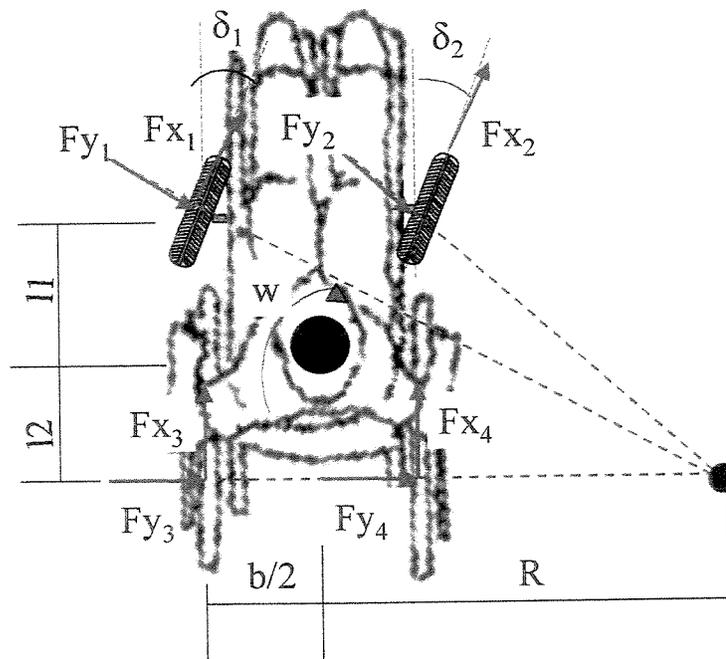


Figura 3.26 Diagrama de corpo livre para a cadeira de roda em movimento circular.

Partindo-se do diagrama de corpo livre para a cadeira de rodas (figura 3.26), aplicando as definições dos ângulos de escorregamento (ψ_i) baseados nas equações 8 e 9 e com isso as forças transversais das rodas (F_y) baseados nas equações 10 e 11. Porém sem que seja utilizado o modelo de bicicleta, mas ainda mantendo o modelo linear das rodas. (Huston 1982)

Assim tem-se como parâmetros já definidos agora mostrados de forma explícita:

$$\psi_1 = \delta_1 - \frac{Vy + l1.wz}{Vx + \frac{b}{2}.wz} \Rightarrow Fy_1 = C \psi_f . \psi_1 \quad (3.63)$$

$$\psi_2 = \delta_2 - \frac{Vy + l1.wz}{Vx - \frac{b}{2}.wz} \Rightarrow Fy_2 = C \psi_f . \psi_2 \quad (3.64)$$

$$\psi_3 = \frac{Vy - l2.wz}{Vx + \frac{b}{2}.wz} \Rightarrow Fy_3 = -C \psi_t . \psi_2 \quad (3.65)$$

$$\psi_4 = \frac{Vy - l2.wz}{Vx - \frac{b}{2}.wz} \Rightarrow Fy_4 = -C \psi_t . \psi_4 \quad (3.66)$$

Quanto as forças longitudinais das rodas (F_x) podem ser obtidas através da somatória entre as forças de atrito e de tração:

$$Fx_1 = \frac{\mu . m . g . l2}{2 L} \quad (3.67)$$

$$Fx_2 = \frac{\mu . m . g . l2}{2 L} \quad (3.68)$$

$$F_{x_3} = \frac{P_3(t)}{2.(V_x + b / 2.wz)} - \frac{\mu..m.g.l1}{2L} \quad (3.69)$$

$$F_{x_4} = \frac{P_4(t)}{2.(V_x - b / 2.wz)} - \frac{\mu..m.g.l1}{2L} \quad (3.70)$$

O termo P(t), mostrado nas equações acima refere-se à potência motora total aplicada à cada uma das rodas, ou seja, quando a cadeira esta andando em linha reta isso implica em: $P(t)_3 = P(t)_4$ já quando o sistema está realizando uma curva, $P(t)_3 \neq P(t)_4$. A cadeira de rodas é um sistema no qual a mudança de trajetória se dá pode mudança na potência motora aplicada à suas rodas trativas.

Observação: No cálculo das forças de atrito utiliza-se a distribuição de pesos desenvolvidas no **anexo 01**

Uma vez tendo-se definido as equações das forças normais (F_{y_i}) e transversais (F_{x_i}) atuantes em cada uma das rodas, pode-se então aplicar-se as equações de Newton-Euler, visando assim obter-se a equação de movimento global da cadeira de rodas.

$$\sum F_x = m . a_x \Rightarrow$$

$$F_{x_3} + F_{x_4} + F_{x_1} . \cos(\delta_1) + F_{x_2} . \cos(\delta_2) - F_{y_1} . \cos(\beta_1) - F_{y_2} . \cos(\beta_2) = m . (\dot{V}_x - 2.V_y . \omega_z) \quad (3.71)$$

$$\sum F_y = m . a_y \Rightarrow$$

$$F_{y_3} + F_{y_4} + F_{y_1} . \sin(\beta_1) + F_{y_2} . \sin(\beta_2) - F_{x_1} . \sin(\delta_1) - F_{x_2} . \sin(\delta_2) = m . (\dot{V}_y - 2.V_x . \omega_z) \quad (3.72)$$

$$\sum M_z = I_z . \dot{\omega}_z \Rightarrow$$

$$\begin{aligned} & \frac{b}{2} \cdot (F_{x_3} - F_{x_4}) - l_1 \cdot (F_{x_1} \cdot \sin(\delta_1) + F_{x_2} \cdot \sin(\delta_2)) - l_2 \cdot (F_{y_3} + F_{y_4}) + l_1 \cdot (F_{y_1} \cdot \sin(\beta_1) + \dots \\ & + F_{y_2} \cdot \sin(\beta_2)) + \frac{b}{2} \cdot (F_{x_2} \cdot \cos(\delta_2) - F_{x_1} \cos(\delta_1) + F_{y_2} \cos(\beta_2) + F_{y_1} \cdot \cos(\beta_1)) = I_z \cdot \dot{\omega}_z \end{aligned} \quad (3.73)$$

A solução algébrica para os sistema de equações mostrado acima em função das variáveis \dot{V}_x , \dot{V}_y e $\dot{\omega}_z$ é bastante simples e não será mostrado de forma explícita.

Observa-se que a variável μ representa não o coeficiente de atrito entre a roda e o solo mas sim a resistência ao rolamento desta em relação ao solo, por isso seu valor é tão baixo.

A simulação apresentada a seguir representará uma cadeira de rodas cujas condições iniciais serão $V_x(0) = 0,01$ m/s, $V_y(0) = 0$ m/s, $\omega_z(0) = 0$ rad/s. Além destas condições iniciais a cadeira de rodas foi modelada definindo as seguintes variáveis: constantes para determinação de C_ψ $A = 16,3$; $B = 1,6 \cdot 10^{-4}$; $\mu = 0,015$ (resistência ao rolamento); dimensões da cadeira de rodas: $L = 0,5$ m; $l_2 = 0,2$ m; $l_1 = 0,3$ m; $h = 0,5$ m; $b = 0,70$ m (usando como referência a norma NBR 4090); $m = 110$ kg; $I_{zz} = m \cdot (b^2 + h^2) / 12$; e $R = 2,5$ m (raio de curvatura da cadeira de rodas). Além disso devido à dificuldade em encontrar-se estudo que tratam especificamente sobre o acionamento de cadeiras de rodas por crianças a potência média de propulsão para elas foi assumida como sendo igual e constante à $P(t) = 20$ W por cada mão ou seja um total de 40 W por ciclo de propulsão.

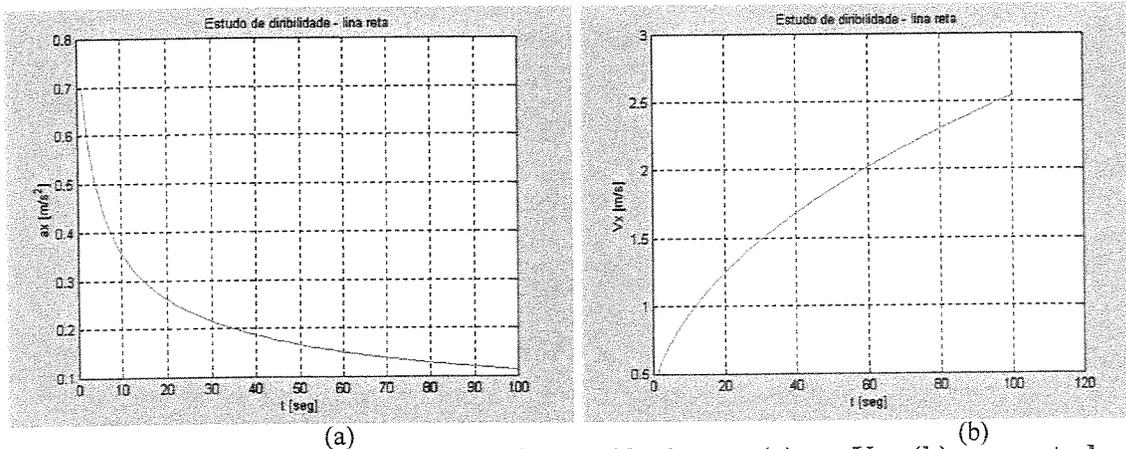


Figura 3.27 – Representação da variáveis a_x (a) e V_x (b) no estudo de dirigibilidade em linha reta.

Pela figura (3.27) pode-se observar que a modelagem está bastante coerente com os resultados esperado. Nota-se que quando da primeira vez em que a potência de propulsão é aplicada a aceleração da cadeira de rodas sobe bastante, pois a velocidade da mesma é baixa, à medida que esta sofre um aumento a aceleração da cadeira de roda diminui, pois somente a potência é constante e não a força de propulsão.

Obviamente toda vez que a velocidade for baixa e a potência de propulsão for aplicada o sistema sofrerá uma aceleração, isto pode ser demonstrado principalmente na observação de usuários de cadeiras de rodas que para manter uma velocidade aproximadamente constante aplicam a força de propulsão em intervalos regulares de tempo.

3.13 Conclusões

A partir deste capítulo tem-se definido tanto o comportamento da cadeira de rodas a partir do conhecimento da força ou potência aplicada o que é muito útil quando deseja-se prever o comportamento da mesma antes que o usuário utilize-se da cadeira de rodas.

Limites importantes de velocidades foram obtidos para que na utilização de controle eletrônico do sistema de motorização o próprio sistema impeça que o usuário atinja valores de velocidade que possam causar riscos de quedas ou tombamento do sistema. Utilizando-se das equações desenvolvidas neste capítulo obteve-se com valor limite de velocidade para uma cadeira de rodas padrão 1,33 m/s. Este valor será considerado nas análises futuras principalmente referentes ao controle da cadeira de rodas.

Duas variáveis mostraram-se de fundamental importância para melhoria da estabilidade da cadeira de rodas, a altura do centro de gravidade e a largura da cadeira, sendo que valores maiores de estabilidade foram encontrados com a diminuição da primeira e com o aumento da segunda.

Capítulo 4

Biomecânica do acionamento manual da cadeira de rodas

O objetivo deste capítulo é a caracterização e modelagem do sistema de acionamento manual da cadeira de rodas, ou seja, a determinação biomecânica do acionamento da cadeira, e com isso a determinação das forças atuantes sobre as juntas dos membros superiores quando do acionamento manual da cadeira de rodas.

Uma vez que objetiva-se a melhoria das condições de propulsão da cadeira de rodas deve-se primeiramente assumir uma forma de quantificar o benefício quando da utilização do dispositivo proposto.

Visando a caracterização do grau de diminuição da força de propulsão com a utilização do dispositivo servo-assistido, deve-se proceder a modelagem do acionamento manual da cadeira de rodas quando utiliza-se a propulsão manual. Para tanto desenvolveu-se uma modelagem biomecânica do sistema ombro-braço-ante-braço-pulso.

O processo de acionamento manual de uma cadeira de rodas é influenciado por fatores como o grau de comprometimento motor dos membros superiores e o posicionamento do usuário no veículo, em outras palavras o acento. Fatores mais específicos podem ser citados como: a idade de usuário, sua capacidade muscular (relacionado com a rapidez com que o mesmo atinge fadiga muscular), configuração da cadeira, posição do centro de massa, etc, além de fatores externos à cadeira de rodas como as características da pista.

4.1 Antropometria e Biomecânica

A antropometria é a disciplina que trata das medidas físicas do corpo humana, já a biomecânica estuda as interações entre o homem e o trabalho realizado sob o ponto de vista dos movimento músculo-esqueléticos envolvidos e suas conseqüências. (Iida, 2000)

Atualmente existem muitas tabelas com as dimensões características do corpo humano, valores limites para exposições à condições ambientes (luz, temperatura, ruído, vibração), limites de força e movimentação para realização de tarefas usuais, e esforço característicos para diversos tipos de controle. Porém ao tratar-se de crianças estes dados são escassos, quando existentes.

Outro cuidado que deve ser tomado quando da adoção de valores para modelagens é o fato das tabelas se referirem à uma população específica e portanto deve-se analisar se os valores da tabela podem ser aplicados à população de estudo. Obviamente a fonte dos dados também deve ser confiável. Neste trabalho utilizou-se a os dados do Anexo 03 para determinação das grandezas da população estudada.

4.2 Norma Brasileira ABNT 9050 – regulamentação para usuários de cadeiras de rodas

A norma brasileira é bastante criteriosa nas indicações de parâmetros que visam tornar mais fácil a transposição de obstáculos arquitetônicos, porém ainda não menciona valores limites para o esforço que o usuário deve fazer quando necessita impulsionar a cadeira de rodas. Mesmo assim algumas considerações são importantes merecem ser mencionadas.

4.2.1 Rampas

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

Como regra geral as rampas devem ter largura mínima de 1.5 m e sua inclinação deve respeitar a tabela a seguir, além disso o piso deve ser anti-derrapante, com corrimão e patamares intermediário quando houver mudança de direção na rampa:

Tabela 4.1 – Dimensões recomendadas para rampas segundo a ABNT 9050

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	1.22m	1.22m	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 por causa de local difícil.

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

Nota 3: Rampas curvas ou rampas

Obviamente quanto mais inclinada a rampa maior são os momentos necessário nos membros superiores para que o usuário consiga transpô-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 de WPSR para o cotovelo e o pulso não chegam a ultrapassar 100% e que realmente o membro mais afetado é o ombro.

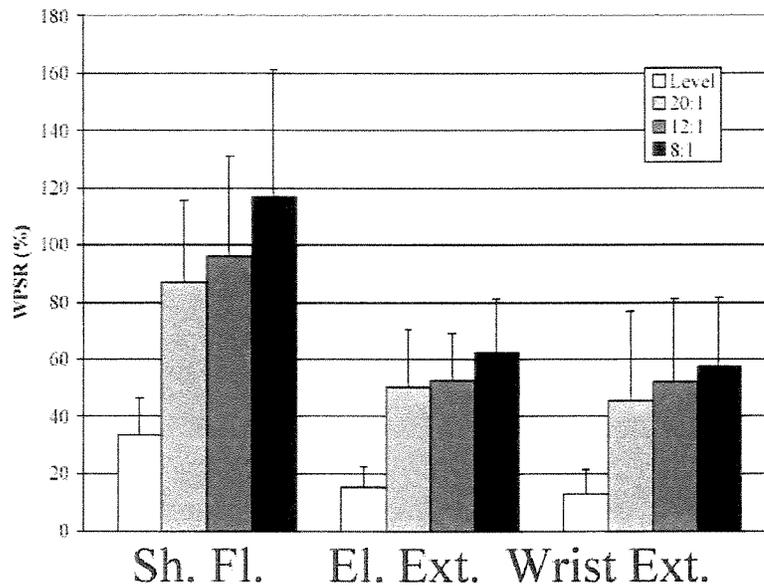


Figura (4.1) – Porcentagem de WPSR para os membros superiores (Sh.Fl) Flexão do ombro, (El.Ext.) Extensão do cotovelo, (Wrist Ext.) Extensão do cotovelo, segundo Sabrick, (1999).

4.2.2 Dimensões construtivas das cadeiras de rodas

A seguir são apresentados os limites dimensionais da cadeira de rodas pantográfica, de construção em metal, e podem ser identificados através da figura (4.2).

A - Comprimento: de 1,05 m a 1,20 m

B - Largura total quando aberta: de 0,65 m a 0,80 m

C - Altura do piso ao assento: de 0,49 m a 0,55 m

D - Altura do piso ao braço da cadeira: de 0,72 m a 0,78 m

E - Altura total: de 0,90 m a 1,05 m

F - Largura total quando fechada: de 0,29 m a 0,30 m

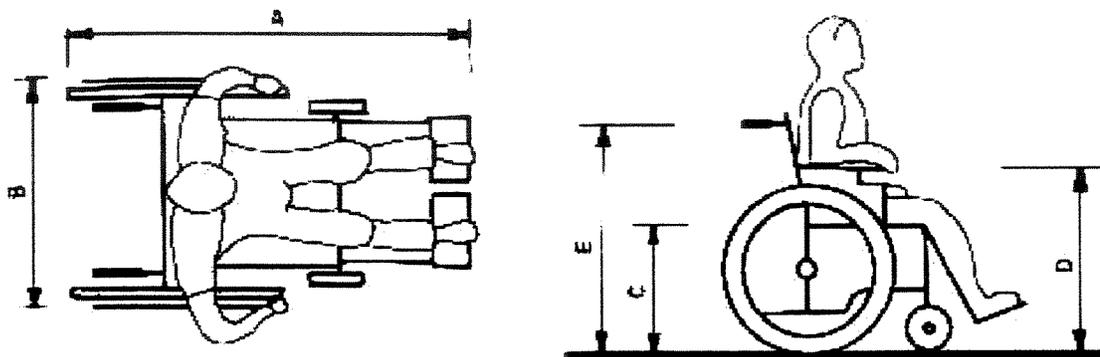


Figura (4.2) – Representação da principais grandezas apresentadas na norma ABNT 9050

4.3 Biomecanismo de Acionamento da Cadeira de rodas

Todo o acionamento manual de uma cadeira de rodas está relacionado não somente com os músculos do braço até o pulso, mas também, dependendo do nível da lesão alguns músculos do tronco (principalmente quando o usuário usa o peso do tronco para impulsionar a cadeira de rodas).

Todos os movimento são definidos de acordo com o plano ou planos em que ocorrem, como pode ser visto pela figura (4.3).

Uma definição genérica pode ser utilizada para caracterizar os movimentos dos músculos seja no acionamento da cadeira de rodas, seja na realização de qualquer outro tipo de movimento, sendo:

Abdução: afastamento de membro ou parte dele em relação a linha média do corpo, linha do plano sagital – que dividi o corpo humano em duas partes simétricas

Adução: aproximação de membro ou parte deste em relação ao plano sagital –movimento oposto ao abdução

Flexão: Inclui as rotações no plano sagital dirigida anteriormente e posteriormente

Extensão: quando o movimento recoloca o segmento corporal em posição anatômica na direção oposta à direção de flexão.

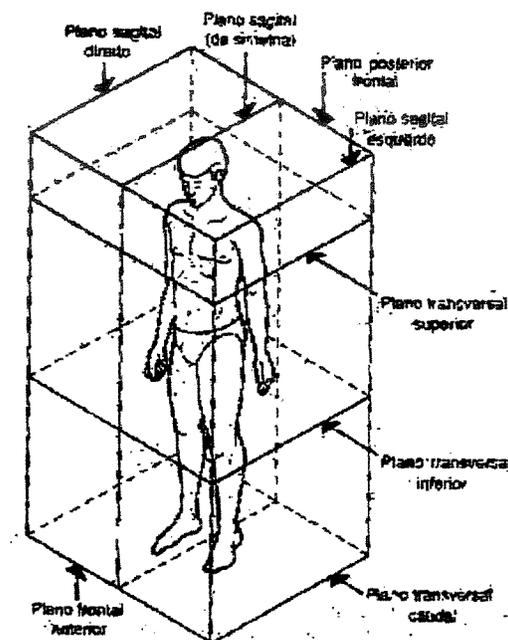


Figura (4.3) – Definição dos planos de referência para estudo de movimento (Iida,2000)

Para uma análise preliminar do movimento de acionamento da cadeira de rodas considerar-se-á que o mesmo ocorre somente no plano sagital do usuário da cadeira de rodas.

4.3.1 Influências no processo de acionamento manual de uma cadeira de rodas

O acionamento manual de uma cadeira de rodas pode ser influenciado principalmente pelos seguintes fatores: nível da lesão (Dallmeijer et al.,1994) e o posicionamento do usuário da cadeira de rodas sobre o assento (Becker,2000), além do fato do usuário já estar ou não em fadiga, características construtivas para cadeira de rodas e características da própria pista.

Uma comparação sobre o nível da lesão cervical é mostrado no trabalho de Dallmeijer et al., 1994, para quatro grupos diferentes de lesionados (tabela 4.2), 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 4.2 corresponde a valores para cada uma das mãos, para usuários do sexo masculino e não atletas, no caso de atletas estes valores são dobrados.

Tabela 4.2 – Grupos utilizados para verificar a influência do nível de lesão medular no biomecanismo de acionamento de cadeiras de rodas manuais. (Dallmeijer et al., 1994)

Grupo	1	2	3	4
Nível da lesão	C ₄₋₈	T ₁₋₅	T ₆₋₁₀	T ₁₁ -L ₄
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

Visando explicar melhor os dados referentes à tabela 4.2, quanto ao nível da lesão as letras C,T e L representam respectivamente lesões nas vértebras cervicais, torácicas e lombares, os números que aparecem subscritos representam as regiões dos subgrupos vertebrais (cervical, torácica ou lombar) que sofreram a lesão. Como representado na figura 4.4

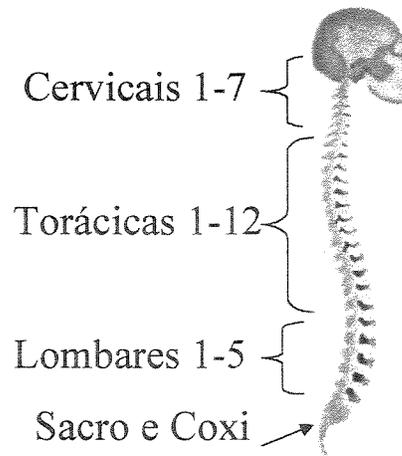


Figura 4.4 – Representa das vértebras cervicais, torácicas e lombares na coluna

A posição do assento do usuário também influencia na eficiência da propulsão (Hughes et al. 1992) o assento posicionado de forma central (ombro acima do eixo traseiro da roda), atrás 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 Alta (ângulo de flexão do antebraço de 100 °) e Baixa (ângulo de flexão do antebraço de 90 °). A tabela a seguir demonstra as posições estudadas como pode ser observado na tabela 4.3.

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%

Observou-se 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. Para posicionamentos baixos, a propulsão permite que se use maior circunferência durante a propulsão. Se o assento esta

posicionado para frente a propulsão ocorre somente na parte frontal do aro quando atrás, apenas no topo do mesmo como pode ser visto na figura a seguir (4.5). (Hughes et al.,1992)

O ponto de aplicação da força de propulsão também é fator de grande influência para a o desempenho e eficiência da propulsão em cadeira de rodas manuais, existem varias maneira de calculá-los mas o mais importante é que pode ser usado como ferramenta para identificar usuários de cadeira de rodas que podem vir a apresentar danos aos membros superiores principalmente a síndrome de tunel capal, lesão causada por esforço repetitivo durante a propulsão. (Sabick et al. 2001)

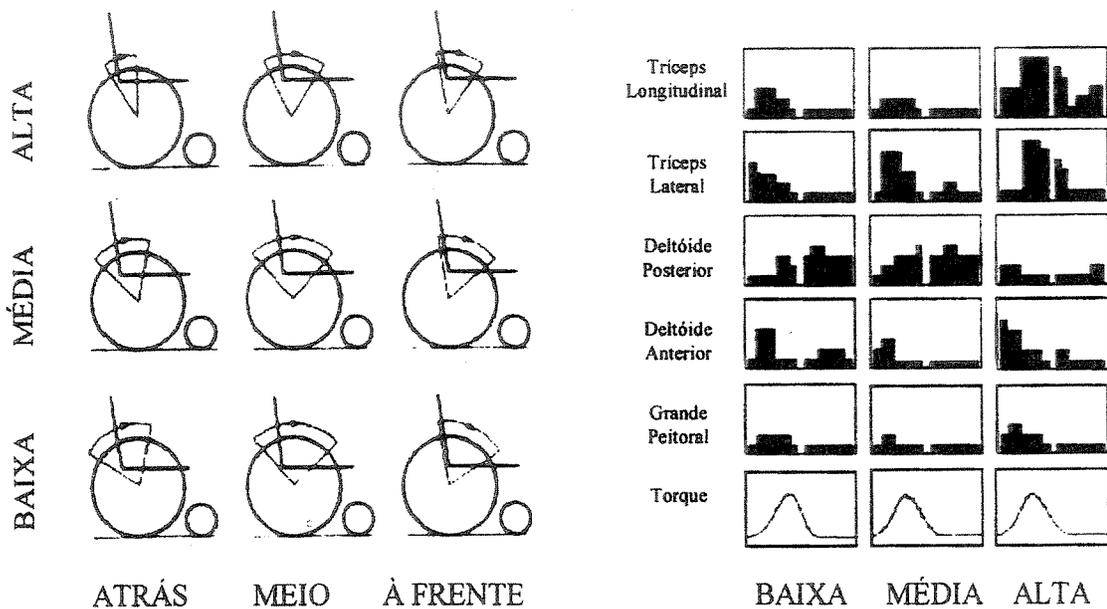


Figura (4.5) – A figura a seguir representa as fases de propulsão para um indivíduo com coordenação motora normal, para diferentes posicionamentos do assento. (Hughes et al.,1992)

Cada usuário de cadeira de rodas manual adapta-se à um padrão de propulsão, ou seja, a trajetória realizada pelos membros superiores durante a propulsão. Souza (a e b), 2000, relatou que existem 4 tipos de formas de acionamento da cadeira de rodas, sendo eles: arco, semi-círculo, looping simples e looping duplo, como é mostrado na figura (4.6) a seguir.

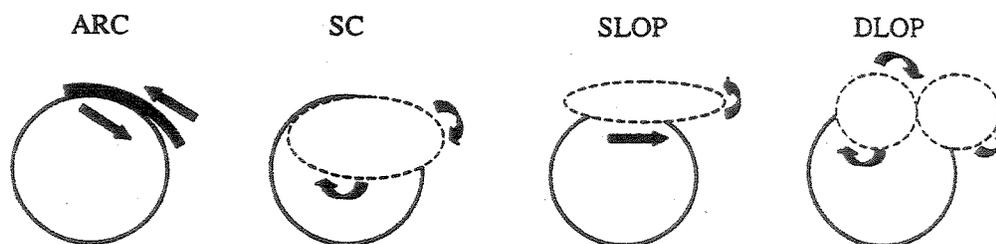


Figura (4.6) – Apresentação dos 4 diferentes padrões de propulsão. Souza (a e b), 2000

Obviamente uma pessoa que é dependente de cadeira de rodas possui um ciclo de acionamento diferentes de uma pessoa que não o é e/ou esta usando a cadeira de rodas temporariamente. No trabalho publicado por Robertson (1996) foi demonstrando que usuário dependente de cadeira de rodas possuem um ciclo de acionamento 36° mais longo que um usuário não dependente, como é mostrado na figura (4.7). Para efeito de simulações será utilizado o ciclo mais longo.

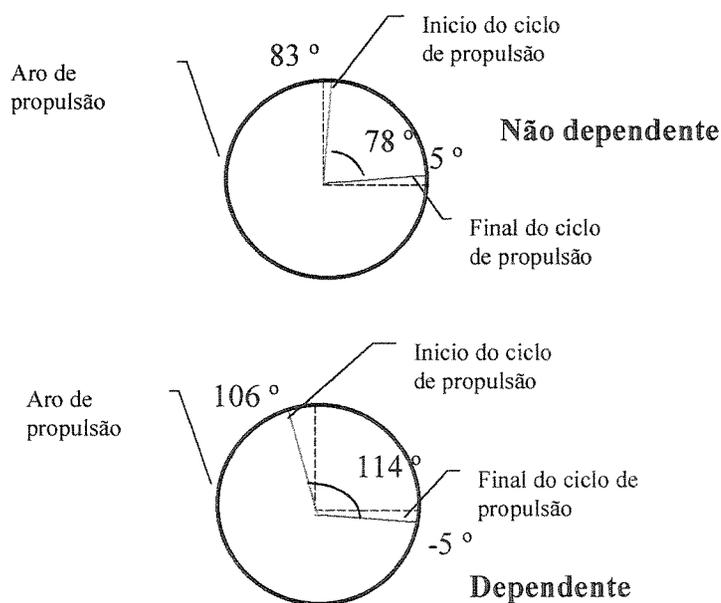


Figura (4.7) – Ciclo de acionamento de cadeira de rodas manuais para usuários dependentes e não dependentes de cadeira de rodas (Adaptada de Robertson (1996))

Da mesma forma foi assumido como curva de acionamento de uma cadeira de rodas manual, a mesma utilizada por Becker (2000), uma curva linear como a apresentada na figura (4.8). Nota-se que é uma força de características bastante regulares, dividida em três fase (T1, T2 e T3) sendo T1, o tempo necessário para o usuário aplicar a força partindo de 0 até o valor máximo F_{max} , que é uma característica do próprio usuário (nível da lesão, preparo físico, etc.), T2, tempo pelo qual a força permanece constante até que haja o desprendimento da mão, T3 o tempo de retorno da mão até o ponto de contato inicial para que seja repetido o ciclo de acionamento. Sendo adotado o parâmetro T3 igual à 1,0 s para pista plana e 0,4 s para pistas inclinadas T2 será considerado 3 vezes maior que T1.

Como a modelagem do acionamento da cadeira de rodas foi feito em função do ângulo de acionamento para as simulações o tempo será transformado em ângulo para que seja compatível com os demais parâmetros.

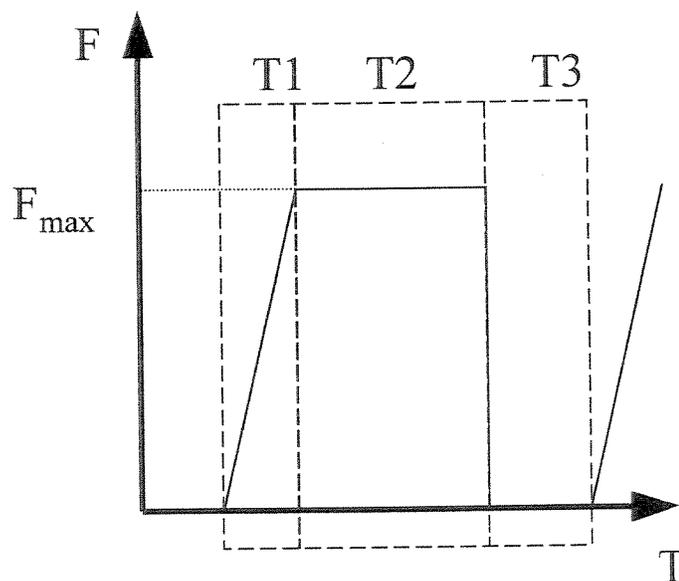


Figura (4.8) – Ciclo de acionamento da cadeira de rodas em função do tempo Becker (2000)

4.4 Definição da força de acionamento

Necessita-se determinar a força necessária para movimentar a cadeira de roda para que assim possa-se determinar as reações sobre os membros superiores que são decorrentes do esforço realizado durante acionamento.

A figura a seguir representa o diagrama de forças atuantes sobre a cadeira de rodas em um plano inclinado, figura (4.9). No equacionamento será utilizado as componentes da força peso (W) atuantes no eixos dianteiro e traseiro.

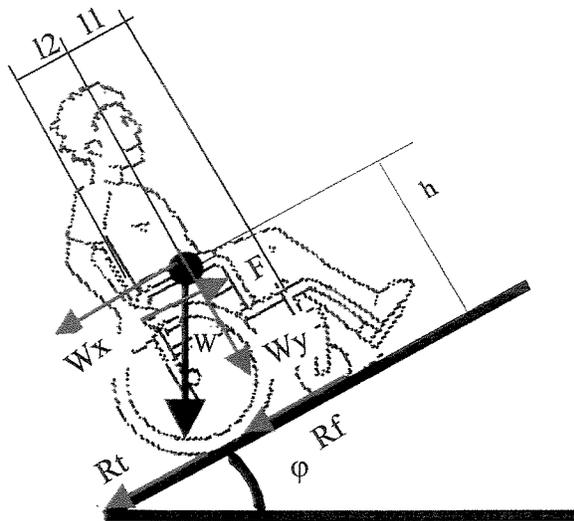


Figura (4.9) – Diagrama de forças atuantes sobre a cadeira de rodas em um plano inclinado.

Considera-se W como o peso do conjunto (usuário e cadeira de rodas), W_x e W_y , as componentes da força peso nas direções longitudinais e transversais respectivamente em relação à cadeira de rodas, R_t e R_f as forças de resistência ao rolamento na traseira e na dianteira respectivamente, h altura do cg e l_1 e l_2 distância dos eixos dianteiros e traseiros respectivamente até o cg da cadeira de rodas. Desta forma obtém-se:

$$W_f = \frac{m \cdot g \cdot l_2}{L} \cdot \cos(\varphi) \quad \text{peso sobre o eixo dianteiro} \quad (4.1)$$

$$W_t = \frac{m \cdot g \cdot l1}{L} \cdot \cos(\varphi) \quad \text{peso sobre o eixo traseiro} \quad (4.2)$$

$$Rf = \mu f \cdot Wf = \mu f \cdot \frac{m \cdot g \cdot l2}{L} \cdot \cos(\varphi) \quad \text{força de resistência ao rolamento sobre o eixo dianteiro} \quad (4.3)$$

$$Rt = \mu t \cdot Wt = \mu t \cdot \frac{m \cdot g \cdot l1}{L} \cdot \cos(\varphi) \quad \text{força de resistência ao rolamento sobre o eixo traseiro} \quad (4.4)$$

Logo F que é a força necessária para que o usuário impulsione a cadeira de rodas é definida como sendo:

$$F = Wx + Rf + Rt \quad (4.5)$$

Desta forma para uma sistema com peso (W) igual à 106 Kg em um plano inclinado com inclinação 1:8 ou seja φ igual à aproximadamente $7,125^\circ$ e assumindo $l1$ igual à 0,3 m, L igual à 0,5 m e μ igual 0,015, tem-se como valores de Rf e Rt respectivamente iguais à 6,22 N e 9,33 N Somando à estas a componente da força gravitacional que é também é contrária ao movimento (Wx) e igual à 129,6 N. Tem-se como força total necessária para impulsionar a cadeira de rodas (F) 145 N.

Deve-se lembrar que este valor de força é o necessário e deve ser aplicado pelas duas mãos, pois a análise foi realizada apenas com as forças aplicadas nos eixos traseiro e dianteiro sem a divisão das mesmas pelo número de rodas. Portanto a força que cada mão deve exercer sobre cada aro propulsor é dada pela seguinte equação:

$$F_{\text{mao}} = \frac{F}{2} \cdot \frac{R}{r} \quad (4.6)$$

Onde $\frac{R}{r}$ é a relação entre o raio da roda (R) e o raio do aro de propulsão da mesma (r), para este estudo será considerado a relação de 1,35 que é uma relação experimental baseada em cadeira de rodas convencionais. O que implica em uma força em cada mão de 97,9 N.

Se o usuário deseja subir a rampa com uma velocidade linear de 0,5 m/s isto implica em uma rotação da roda dada pela equação:

$$\omega = \frac{v}{R} \quad (4.7)$$

onde v é a velocidade linear da cadeira de rodas (v = 0,5 m/s) e r é o raio da roda (se R é igual à 0,254 m e $\frac{R}{r}$ igual 1,35 logo r = R/1,35 = 0,19m), logo ω é igual à aproximadamente 1,97 rad/s

Desejando-se utilizar uma motor elétrico para que este trabalho seja feito, cada roda deve possuir um torque de mesma intensidade (para que a cadeira mantenha-se em linha reta) e igual à:

$$T = F_{\text{mao}} \cdot r \quad (4.8)$$

o que implica em T = 18,4 N.m, em cada uma das rodas. Consequentemente a potência que deve ser gerada em cada roda pelos motores elétricos é de

$$Pot = T \cdot \omega \quad (4.9)$$

Resultando em Pot = 36,6 W

Os parâmetros apresentados nesta seção são suficientes para a determinação de um motor elétrico que possa ser acoplado à roda da cadeira desde que o mesmo respeite as dimensões físicas da mesma, ou seja, este não deve ser muito mais largo que a largura do aro da roda, como será detalhado no capítulo 5.

4.5 Modelagem do acionamento manual da cadeira de rodas

Os graus de liberdade do ombro não serão considerados na sua totalidade, pois como já mencionado anteriormente é a junta do corpo humano que mais graus de liberdade possui além do fato de ser a mais instável, dificultando assim sua modelagem. Visando considerar todos os movimentos envolvidos na propulsão da cadeira de rodas o braço foi considerado como possuindo rotação somente no plano sagital, conforme mostrado na figura (4.10).

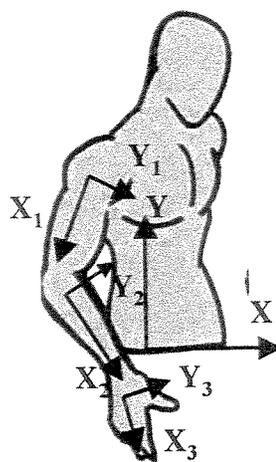


Figura (4.10) – Representação das bases móveis solidárias ao membros superiores.

Para a modelagem foram considerados os seguintes sistemas e seus respectivos graus de liberdade:

Braço: α_1 (rotação em torno do eixo Z_1)

Antebraço: α_2 (rotação em torno do eixo Z_2)

Pulso: α_3 (rotação em torno do eixo Z_3)

- Sistemas de referência:

I – Base Inercial representada pelos cursores i, j, k ;

B1 – Base Móvel solidária ao Braço, representada pelos cursores i_1, j_1, k_1 ;

B2 – Base Móvel solidária ao Antebraço, representada pelos cursores i_2, j_2, k_2 ;

B3 – Base Móvel solidária ao Pulso, representada pelos cursores i_3, j_3, k_3 ;

- Matrizes de transformação de coordenadas:

Do sistema inercial I para o sistema móvel B1 e vice-versa;

$$T\alpha_1 = \begin{bmatrix} \cos \alpha_1 & \sin \alpha_1 & 0 \\ -\sin \alpha_1 & \cos \alpha_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}_{B1}S = T\alpha_1 \cdot I S \quad I S = T\alpha_1^T \cdot {}_{B1}S \quad (4.10)$$

Do sistema móvel B1 para o sistema móvel B2 e vice-versa;

$$T\alpha_2 = \begin{bmatrix} \cos \alpha_2 & \sin \alpha_2 & 0 \\ -\sin \alpha_2 & \cos \alpha_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}_{B2}S = T\alpha_2 \cdot {}_{B1}S \quad {}_{B1}S = T\alpha_2^T \cdot {}_{B2}S \quad (4.11)$$

Do sistema móvel B2 para o sistema móvel B3 e vice-versa;

$$T\alpha_3 = \begin{bmatrix} \cos \alpha_3 & \sin \alpha_3 & 0 \\ -\sin \alpha_3 & \cos \alpha_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}_{B3}S = T\alpha_3 \cdot {}_{B2}S \quad {}_{B2}S = T\alpha_3^T \cdot {}_{B3}S \quad (4.12)$$

Sabe-se que existem dois modos de se determinar as equações de movimento dos sistemas móveis, um utilizando as equações de Newton-Euler ou Newton-Euler-Jourdan, a diferença básica entre as equações é que no primeiro caso para chegar-se às equações de movimento necessita-se também determinar as reações internas entre os componentes e no segundo esta etapa é dispensada. Como pode-se concluir a utilização do sistema Newton-Euler é mais complexo porque trabalha-se com um sistema de número de equações maior, porém muito útil em alguns casos.

Como objetiva-se mostrar que o sistema proposto diminui o risco de lesões e/ou fadiga do usuário será fundamental a utilização do sistema Newton-Euler-Jourdan, pois espera-se poder apresentar diferenças significativas no comportamento das forças atuantes sobre os membros.

4.5.1 Cinemática - Equação de Vínculo

A Figura 4.11 representa de forma esquemática a equação de vínculo utilizada para determinação das relações dos ângulos de rotação dos membros nas juntas (ombro, cotovelo, pulso) em relação ao ângulo de acionamento (θ). Desta afirmação pode-se concluir então que:

$$\alpha_3 = \theta \quad (4.13)$$

A primeira coisa a ser observada é que o ângulo do vetor do pulso coincide com o ângulo θ , esta simplificação foi interessante para que pudesse ser considerado o torque necessário para movimentação da roda como sendo o a força tangencial da mesma que está na direção Y_3 no sistema móvel B3, facilitando assim a modelagem.

Outra importante observação é que nesta modelagem não é permitido ao usuário uma projeção do corpo para frente no sentido de ajudar na propulsão, isto foi imposto porque dependendo do nível da lesão ou seja da sensibilidade do usuário, movimentos repetitivos do tronco podem acarretar rotações nas vértebras mais baixas que por mecanismos internos de compensação acabaram por gerar novas rotações em vértebras mais acima chegando acima do nível de lesão e finalmente fazendo com que o usuário sinta dores na coluna e/ou venha apresentar problemas de posicionamento na cadeira de rodas o que poderia implicar em deformidade ao longo do tempo.

A utilização da equação de vínculo cinemático que nada mais é do que uma equação vetorial fechada, permite muitas vezes que os ângulos das matrizes de transformação de coordenadas sejam descritos em função de um ângulo de acionamento, no caso do acionamento da cadeira de rodas será considerado o ângulo θ , (ângulo de acionamento da roda), utilizando para isso, as relações geométricas do mecanismo.

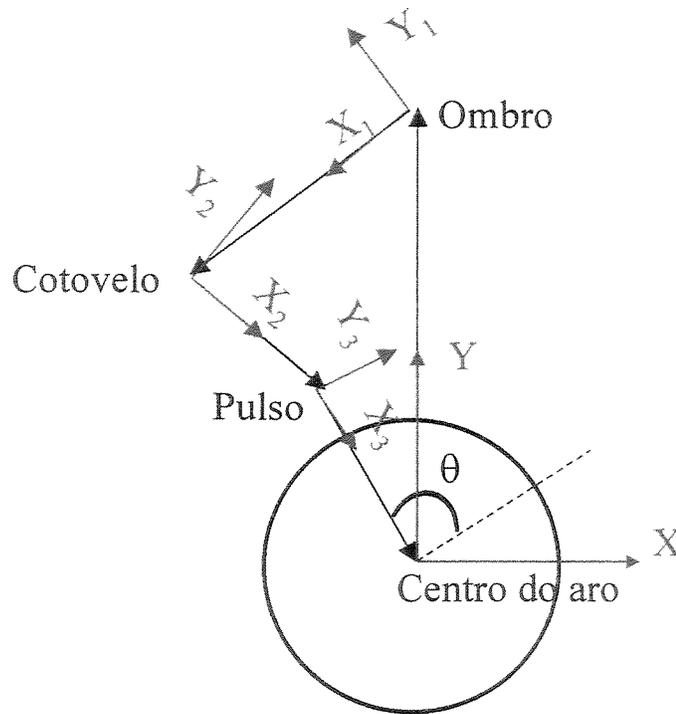


Figura (4.11) – Esquema para determinação da equação de vínculo

Utilizando-se dos vetores representados na figura (4.11) em sua base móvel correspondente tem-se a seguinte equação vetorial:

$${}_I \vec{R}_{centroroda - ombro} + {}_I \vec{R}_{ombro - cot\ ovelo} + {}_I \vec{R}_{cot\ ovelo - pulso} + {}_I \vec{R}_{pulso - centroroda} = \vec{0} \quad (4.14)$$

$${}_I \vec{R}_{centroroda - ombro} = \begin{bmatrix} 0 \\ Y_0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

onde Y_0 corresponde à distância do centro da roda até o ombro do usuário da cadeira de rodas

$${}_{B1} \vec{R}_{ombro - cot\ ovelo} = \begin{bmatrix} cb \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.16)$$

onde cb é a distância entre o ombro e o cotovelo (comprimento do braço), deve-se notar que o vetor foi definido no sistema móvel B1, portanto deve-se utilizar da matriz de transformação de coordenadas para representá-lo no sistema inercial I, onde foi definida a equação de vínculo

$${}_{B2} \vec{R}_{\text{cotovelo} - \text{pulso}} = \begin{bmatrix} ca \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

onde ca é a distância entre o cotovelo e o pulso (comprimento do ante-braço), novamente definido no sistema móvel B2, portanto deve-se utilizar da matriz de transformação de coordenadas para representá-lo no sistema inercial I, onde foi definida a equação de vínculo

$${}_{B3} \vec{R}_{\text{pulso} - \text{centroroda}} = \begin{bmatrix} -r^* \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

onde r^* é a distância entre o pulso e o centro da roda (comprimento da mão + raio do aro de acionamento), novamente definido no sistema móvel B3, portanto deve-se utilizar da matriz de transformação de coordenadas para representá-lo no sistema inercial I, onde foi definida a equação de vínculo

Re-escrevendo a equação de vínculo (4.14) com as devidas multiplicações pelas matrizes de transformação de coordenadas tem-se

$${}_{I} \vec{R}_{\text{centroroda} \rightarrow \text{ombro}} + T\alpha_1^T \cdot {}_{B1} \vec{R}_{\text{ombro} \rightarrow \text{cotovelo}} + T\alpha_1^T \cdot T\alpha_2^T \cdot {}_{B2} \vec{R}_{\text{cotovelo} \rightarrow \text{pulso}} + T\alpha_3^T \cdot {}_{B3} \vec{R}_{\text{pulso} \rightarrow \text{centroroda}} = \vec{0} \quad (4.19)$$

Substituindo os vetores (4.15, 4.16, 4.17 e 4.18) as matrizes de transformação de coordenadas (4.10, 4.11 e 4.12) e fazendo algumas simplificações têm-se:

$$\begin{bmatrix} \cos(\alpha_1).cb + \cos(\alpha_1 + \alpha_2).ca \\ \sin(\alpha_1).cb + \sin(\alpha_1 + \alpha_2).ca \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r^* . \cos(\theta) \\ r^* . \sin(\theta) - Y_0 \end{bmatrix} \quad (4.20)$$

Devido à dificuldade para encontrar uma solução analítica para esta equação desenvolveu-se um programa em Matlab ®, que soluciona o sistema numericamente, retornando os ângulos e graficando o movimento dos membros superiores durante o acionamento da cadeira de rodas.

O gráfico, (figura 4.12), a seguir representa o movimento das juntas dos membros superiores durante o acionamento de uma cadeira de rodas manual sendo que o ombro, cotovelo pulso e extremidade do punho são representados respectivamente pelas cores preta, azul, vermelha e verde.

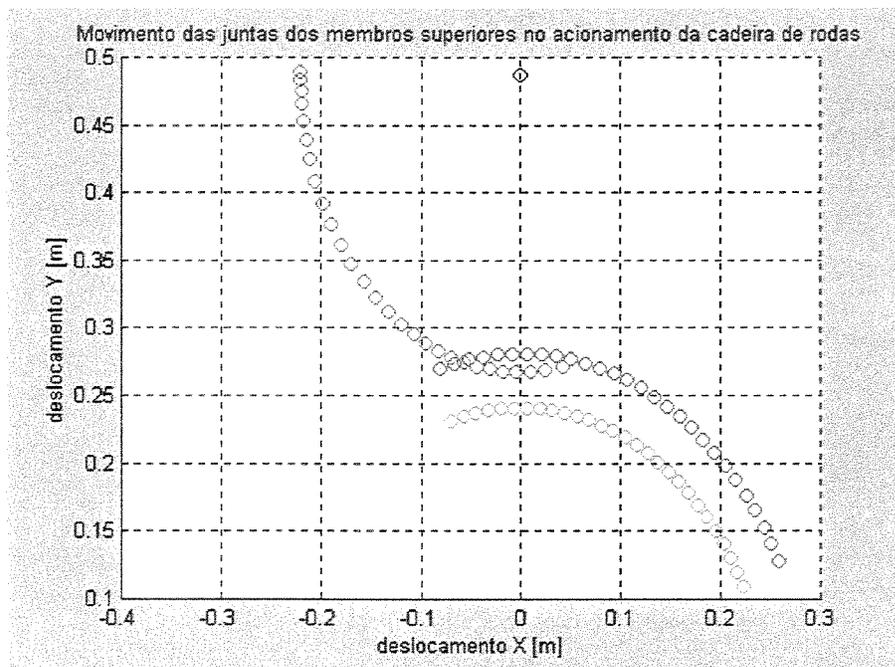


Figura (4.12) – Representação do movimento das juntas dos membros superiores durante o acionamento manual da cadeira de rodas.

A figura (4.13) a seguir mostra os membros superiores acionando a cadeira de rodas, sendo representados por retas azuis, e o aro de acionamento representados por retas vermelhas. A

modelagem foi feita visando somente a representação do acionamento, sendo este a única parte capaz de causar fadiga no usuário e conseqüentemente o fenômeno a ser minimizado.

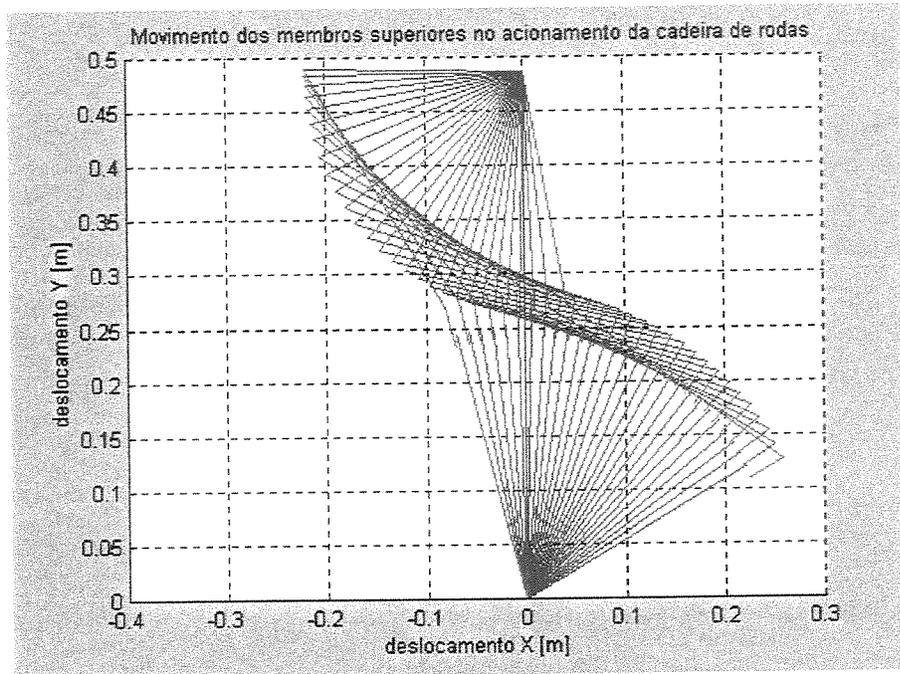


Figura (4.13) – Representação do movimento dos membros superiores durante o acionamento manual da cadeira de rodas

Observa-se através do gráfico, figura (4.13), acima que como o usuário é impossibilitado de projetar seu corpo para frente seu ângulo de acionamento (ângulo útil no qual consegue exercer ação sobre o aro propulsor) fica reduzido.

Na figura seguinte (4.14) observa-se o comportamento do ângulo α_1 (ângulo do ombro em relação ao tronco) no decorrer do tempo, pode-se observar que o ângulo apresenta-se na maior parte do tempo nos quadrantes 3 e 4, ou seja é maior que 180° isto é coerente uma vez que o braço durante o acionamento fica em extensão.

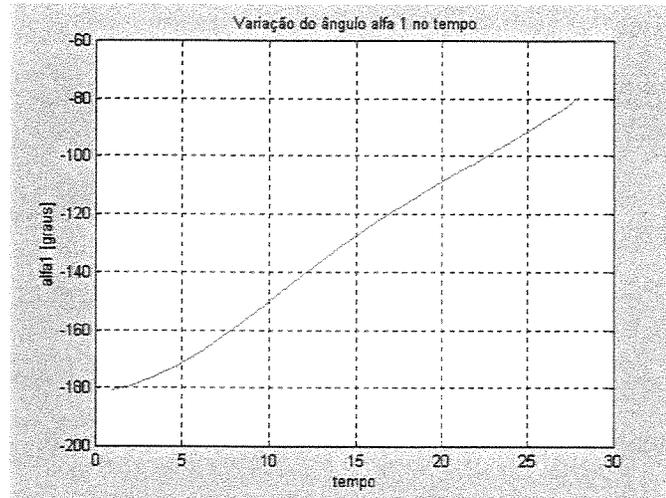


Figura (4.14) – Representação do comportamento do ângulo de acionamento α_1 durante o acionamento manual da cadeira de rodas

Na figura seguinte (4.15) observa-se o comportamento do ângulo α_2 (ângulo do ante-braço em relação ao braço) no decorrer do tempo, pode-se observar no início do movimento o ante-braço tende a ficar em um ângulo maior que 90° em relação ao braço pois a distância do centro da roda até o ombro não é suficientemente grande para que seja necessário a extensão do ante-braço juntamente com o braço, o que não ocorre no final do movimento.

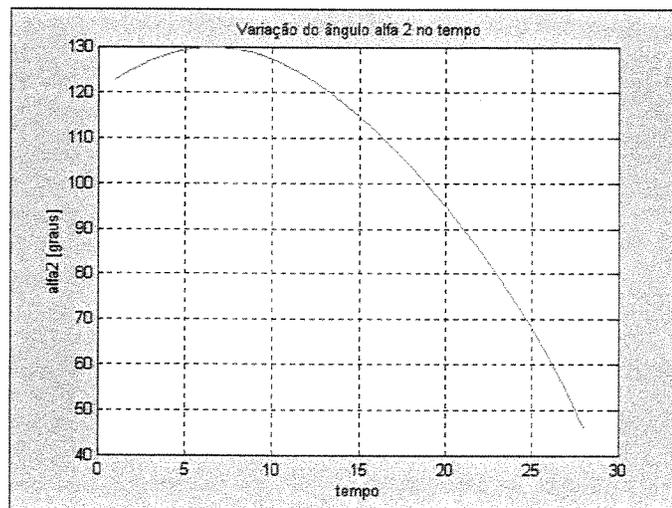


Figura (4.15) – Representação do comportamento do ângulo de acionamento α_2 durante o acionamento manual da cadeira de rodas

Na próxima figura (4.16) observa-se o comportamento do ângulo α_3 (ângulo do pulso em relação à normal) no decorrer do tempo, pode-se observar no início do movimento é bastante linear devido ao fato do pulso estar sempre em contato com o aro de acionamento durante a propulsão isto o obriga a seguir o ângulo de acionamento da roda.

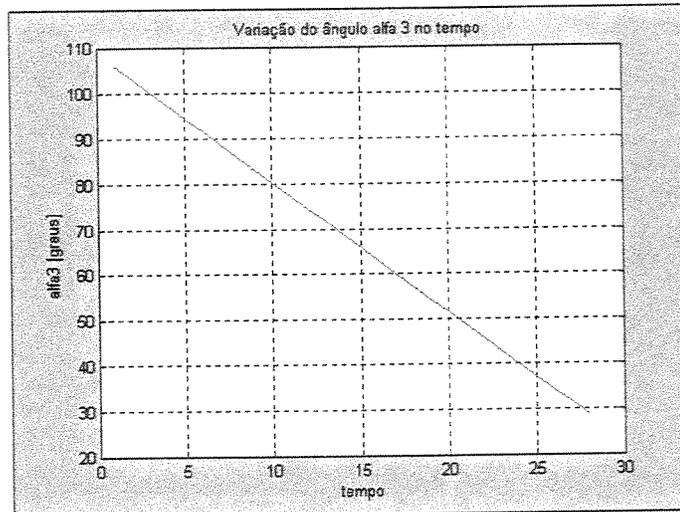


Figura (4.16) – Representação do comportamento do ângulo de acionamento α_3 durante o acionamento manual da cadeira de rodas

4.5.2 Equacionamento de Newton-Euler

Visa-se com este ítem a determinação das forças internas nos membros superiores quando do acionamento manual de uma cadeira de rodas.

4.5.2.1 Dinâmica - Braço

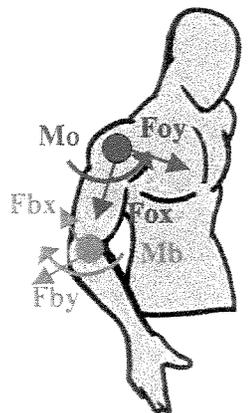


Figura (4.17) – Diagrama de corpo livre para o braço

A figura acima (4.17) representa o diagrama de corpo livre (DCL) do braço já como as forças internas representadas. Sendo:

Fox – força na direção X1 atuante no ombro;

Foy – força na direção Y1 atuante no ombro;

Mo – momento atuante no ombro;

Fbx – força na direção X2 atuante no cotovelo;

Fby – força na direção Y2 atuante no cotovelo;

Mb – momento atuante no cotovelo;

- Determinação da velocidade

Determinação da velocidade do centro de gravidade (cg) do braço no sistema móvel B1 (${}_{B1}Vb_{cg}$). São nulos os termo ${}_{B1}Vo$ (velocidade do ombro no sistema móvel B1), pois o tranco não movimentar-se e o termo ${}_{B1}Vrel$ (velocidade relativa entre o ombro e o cg do braço), pois não há movimento relativo entre eles.

$${}_{B1}Vb_{cg} = {}_{B1}Vo + {}_{B1}\omega_1 \times {}_{B1}rb_{cg} + {}_{B1}Vrel \quad (4.21)$$

onde,

$${}_{B1}\omega_1 = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\alpha}_1 \end{Bmatrix} = \text{vetor de velocidade angular do braço} \quad (4.22)$$

$${}_{B1}rb_{cg} = \begin{Bmatrix} cb / 2 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{distância entre o ombro e o cg do braço no sistema móvel B1} \quad (4.23)$$

Substituindo na equação (4.21) os vetores (4.22) e (4.23) tem-se:

$${}_{B1}Vb_{cg} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 1/2 \cdot \dot{\alpha}_1 \cdot cb \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.24)$$

- Determinação da aceleração

Determinação da aceleração do centro de gravidade (cg) do braço no sistema móvel B1 (${}_{B1}ab_{cg}$). São nulos os termo ${}_{B1}ao$ (aceleração do ombro no sistema móvel B1), pois o tronco não se movimenta e o termo ${}_{B1}arel$ (aceleração relativa entre o ombro e o cg do braço), pois não há movimento relativo entre eles.

$${}_{B1}ab_{cg} = \underbrace{{}_{B1}ao}_{=0} + {}_{B1}\omega_1 \times {}_{B1}\omega_1 \times {}_{B1}rb_{cg} + {}_{B1}\dot{\omega}_1 \times {}_{B1}rb_{cg} + 2 \cdot {}_{B1}\omega_1 \times \underbrace{{}_{B1}Vrel}_{=0} + \underbrace{{}_{B1}arel}_{=0} \quad (4.25)$$

onde,

$${}_{B1}\dot{\omega}_1 = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\alpha}_1 \end{Bmatrix} = \text{aceleração angular do braço} \quad (4.26)$$

Logo a equação (4.25) pode ser expressa da seguinte forma:

$${}_{B1}ab_{cg} = \begin{Bmatrix} -1/2 \cdot \dot{\alpha}_1^2 \cdot cb \\ 1/2 \cdot \ddot{\alpha}_1 \cdot cb \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.26)$$

4.5.2.2 Somatório de Forças e Momentos – Braço

Como já representado na figura 4.17, as forças atuantes sobre o braço podem ser representadas na seguinte forma:

$${}_I P_b = \begin{Bmatrix} 0 \\ -mb \cdot g \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{força peso atuante sobre o braço} \quad (4.27)$$

$${}_{B_1} F_o = \begin{Bmatrix} F_{ox} \\ F_{oy} \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{força atuante sobre o ombro} \quad (4.28)$$

$${}_{B_2} F_b = \begin{Bmatrix} -F_{bx} \\ -F_{by} \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{força atuante sobre o cotovelo} \quad (4.29)$$

$${}_{B_1} M_o = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ M_o \end{Bmatrix} = \text{momento atuante sobre o ombro} \quad (4.30)$$

$${}_{B_2} M_b = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ -M_b \end{Bmatrix} = \text{momento atuante sobre o cotovelo} \quad (4.31)$$

Realizando o somatório de forças tem-se:

$$\sum F = {}_{B_1} F_o + T \alpha_2 \cdot {}_{B_2} F_b + T \alpha_1^T \cdot {}_I P_b = mb \cdot {}_{B_1} a_{b_{cg}} \quad (4.32)$$

O que resulta no seguinte sistema de equações:

$$\begin{Bmatrix} F_{ox} - \cos(\alpha_2) \cdot F_{bx} + \sin(\alpha_2) \cdot F_{by} - \sin(\alpha_1) \cdot mb \cdot g \\ F_{oy} - \sin(\alpha_2) \cdot F_{bx} - \cos(\alpha_2) \cdot F_{by} - \cos(\alpha_1) \cdot mb \cdot g \\ 0 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} -1/2 \cdot mb \cdot \overset{\cdot 2}{\alpha_1} \cdot cb \\ 1/2 \cdot mb \cdot \overset{\cdot \cdot}{\alpha_1} \cdot cb \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.33)$$

Realizando o somatório de momentos tem-se:

$$\sum M = {}_{B1}M_o + {}_{B2}M_b - {}_{B1}r_{b_{cg}} \times {}_{B1}F_o + {}_{B1}r_{b_{cg}} \times T\alpha_2 \cdot {}_{B2}F_b = I_b \cdot {}_{B1}\dot{\omega}_1 \quad (4.34)$$

O que resulta no seguinte sistema de equações:

$$\left\{ \begin{array}{c} 0 \\ 0 \\ M_o - M_b - 1/2.cb.F_{oy} + 1/2.cb.(-\sin(\alpha_2).F_{bx} - \cos(\alpha_2).F_{by}) \end{array} \right\} = \left\{ \begin{array}{c} 0 \\ 0 \\ I_{zzb} \cdot \ddot{\alpha}_1 \end{array} \right\} \quad (4.35)$$

4.5.2.3 Dinâmica – Ante-braço

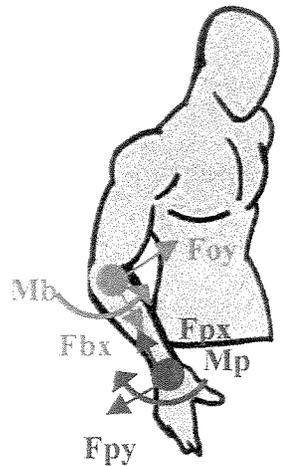


Figura (4.18) – Diagrama de corpo livre para o ante-braço

A figura acima (4.18) representa o diagrama de corpo livre (DCL) do ante-braço já como as forças internas representadas. Sendo

Fbx – força na direção X2 atuante no cotovelo;

Fby – força na direção Y2 atuante no cotovelo;

Mb – momento atuante no cotovelo;

Fpx – força na direção X3 atuante no pulso;

F_{py} – força na direção Y3 atuante no pulso;

M_p – momento atuante no pulso;

- Determinação da velocidade

Determinação da velocidade do centro de gravidade (cg) do ante-braço no sistema móvel B2 (${}_{B2}V_{a_{cg}}$). Neste caso o termo ${}_{B2}V_b$ (velocidade da extremidade do braço no sistema móvel B2) é não nulo, pois o sistema móvel B2 está acoplado na extremidade do braço já o termo ${}_{B2}V_{rel}$ (velocidade relativa entre o cotovelo e o cg do ante-braço) é nulo, pois não há movimento relativo entre eles.

$${}_{B2}V_{b_{cg}} = {}_{B2}V_b + {}_{B2}\omega_2 \times {}_{B2}ra_{cg} + \underbrace{{}_{B2}V_{rel}}_{=0} \quad (4.36)$$

onde,

$${}_{B2}\omega_2 = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\alpha}_2 \end{Bmatrix} = \text{vetor de velocidade angular do ante-braço} \quad (4.37)$$

$${}_{B2}ra_{cg} = \begin{Bmatrix} ca/2 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{distância entre o cotovelo e o cg do ante-braço no sistema móvel B2} \quad (4.38)$$

O termo ${}_{B2}V_b$ (velocidade da extremidade do braço no sistema móvel B2) é definido como:

$${}_{b2}V_b = T\alpha_2 \cdot {}_{b1}V_{b_{cg}} \quad (4.39)$$

Assim

$${}_{b2}V_b = \begin{Bmatrix} \sin(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1 \cdot cb \\ \cos(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1 \cdot cb \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.40)$$

Substituindo na equação (4.36) os vetores (4.37, 4.38 e 4.40) tem-se

$${}_{B2}V_{a_{cg}} = \left\{ \begin{array}{c} \sin(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1 \cdot cb \\ 1/2 \cdot \dot{\alpha}_2 \cdot ca + \cos(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1 \cdot cb \\ 0 \end{array} \right\} \quad (4.41)$$

- Determinação da aceleração

Determinação da aceleração do centro de gravidade (cg) do ante-braço no sistema móvel B2 (${}_{B2}aa_{cg}$). Neste caso o termo ${}_{B1}ab$ (aceleração da extremidade do braço no sistema móvel B2) é não nulo, pois o sistema móvel B2 está acoplado na extremidade do braço, já o termo ${}_{B2}arel$ (aceleração relativa entre o cotovelo e o cg do ante-braço) é nulo, pois não há movimento relativo entre eles.

$${}_{b2}aa_{cg} = {}_{b2}ab + {}_{B2}\omega_2 \times {}_{B2}\omega_2 \times {}_{B2}ra_{cg} + {}_{B2}\dot{\omega}_2 \times {}_{B2}ra_{cg} + 2 \cdot {}_{B2}\omega_2 \times \underbrace{{}_{B2}Vrel}_{=0} + \underbrace{{}_{B2}arel}_{=0} \quad (4.42)$$

onde,

$${}_{B2}\dot{\omega}_2 = \left\{ \begin{array}{c} 0 \\ 0 \\ \dot{\alpha}_2 \end{array} \right\} = \text{aceleração angular do ante-braço} \quad (4.43)$$

$${}_{B2}ab = \left\{ \begin{array}{c} -cb \cdot (\cos(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1^2 - \sin(\alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1) \\ cb \cdot (\sin(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1^2 + \cos(\alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1) \\ 0 \end{array} \right\} \quad (4.44)$$

Logo a equação (4.42) resulta em:

$${}_{B2} aa_{cg} = \begin{Bmatrix} -cb \cdot (\cos(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1^2 - \sin(\alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1) - 1/2 \cdot \dot{\alpha}_2 \cdot \dot{ca} \\ cb \cdot (\sin(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1^2 + \cos(\alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1) + 1/2 \cdot \dot{\alpha}_2 \cdot \dot{ca} \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.45)$$

4.5.2.4 Somatório de Forças e Momentos – Ante-braço

Como já representado na figura 4.18, as forças atuantes sobre o ante-braço podem ser representadas na seguinte forma:

$${}_1 Pa = \begin{Bmatrix} 0 \\ -ma \cdot g \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{força peso atuante sobre o ante-braço} \quad (4.46)$$

$${}_{B2} Fb = \begin{Bmatrix} Fbx \\ Fby \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{força atuante sobre o cotovelo} \quad (4.47)$$

$${}_{B3} Fp = \begin{Bmatrix} -Fpx \\ -Fpy \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{força atuante sobre o pulso} \quad (4.48)$$

$${}_{B2} Mb = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ Mb \end{Bmatrix} = \text{momento atuante sobre o cotovelo} \quad (4.49)$$

$${}_{B3} Mp = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ -Mp \end{Bmatrix} = \text{momento atuante sobre o pulso} \quad (4.50)$$

Realizando o somatório de forças tem-se:

$$\sum F = {}_{B_2}Fb + T\alpha_3 \cdot {}_{B_3}Fp + T\alpha_2^T \cdot T\alpha_1^T \cdot Pa = ma \cdot {}_{B_2}aa_{cg} \quad (4.51)$$

O que resulta no seguinte sistema de equações:

$$\left\{ \begin{array}{l} Fbx - \cos(\alpha_3) \cdot Fpx + \sin(\alpha_3) \cdot Fpy - \sin(\alpha_1 + \alpha_2) \cdot ma \cdot g \\ Fby - \sin(\alpha_3) \cdot Fpx - \cos(\alpha_3) \cdot Fpy - \cos(\alpha_1 + \alpha_2) \cdot ma \cdot g \\ 0 \end{array} \right\} = \dots$$

$$\dots ma \cdot \left\{ \begin{array}{l} -cb \cdot (\cos(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1^2 - \sin(\alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1) - 1/2 \cdot \dot{\alpha}_2 \cdot ca \\ cb \cdot (\sin(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1^2 + \cos(\alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1) + 1/2 \cdot \dot{\alpha}_2 \cdot ca \\ 0 \end{array} \right\} \quad (4.52)$$

Realizando o somatório de momentos tem-se:

$$\sum M = {}_{B_2}Mb + {}_{B_3}Mp - {}_{B_2}ra_{cg} \times {}_{B_2}Fb + {}_{B_2}ra_{cg} \times T\alpha_3 \cdot {}_{B_3}Fp = Ia \cdot {}_{B_2}\dot{\omega}_2 \quad (4.53)$$

Resultando no seguinte sistema de equações:

$$\left\{ \begin{array}{l} 0 \\ 0 \\ Mb - Mp - 1/2 \cdot ca \cdot Fby - 1/2 \cdot ca \cdot (-\sin(\alpha_3) \cdot Fpx + \cos(\alpha_3) \cdot Fpy) \end{array} \right\} = \left\{ \begin{array}{l} 0 \\ 0 \\ Izza \cdot \ddot{\alpha}_2 \end{array} \right\} \quad (4.54)$$

4.5.2.5 Dinâmica – Punho

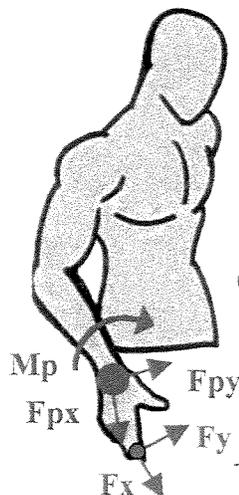


Figura (4.19) – Diagrama de corpo livre para o punho

A figura acima (4.19) representa o diagrama de corpo livre (DCL) do punho já como as forças internas e externas representadas. Sendo:

F_{px} – força na direção X3 atuante no pulso;

F_{py} – força na direção Y3 atuante no pulso;

M_p – momento atuante no pulso;

F_x – força na direção X3 atuante no punho – reação da do aro de acionamento;

F_y – força na direção Y3 atuante no punho – reação da do aro de acionamento;

M_m – momento fornecido pelos motores;

- Determinação da velocidade

Determinação da velocidade do centro de gravidade (cg) do punho no sistema móvel B3 (${}_{B3}V_{p_{cg}}$). Neste caso o termo ${}_{B3}V_a$ (velocidade da extremidade do ante-braço no sistema móvel B3) é não nulo, pois o sistema móvel B3 está acoplado na extremidade do ante-braço já o termo ${}_{B3}V_{rel}$ (velocidade relativa entre o pulso e o cg do punho) é nulo, pois não há movimento relativo entre eles.

$${}_{B3}V_{P_{cg}} = {}_{B3}Va + {}_{B3}\omega_3 \times {}_{B3}r_{P_{cg}} + \underbrace{{}_{B3}V_{rel}}_{=0} \quad (4.55)$$

onde,

$${}_{B3}\omega_3 = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\alpha}_3 \end{Bmatrix} = \text{vetor de velocidade angular do punho} \quad (4.56)$$

$${}_{B3}r_{P_{cg}} = \begin{Bmatrix} cp / 2 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{distância entre o punho e o cg do pulso no sistema móvel B3} \quad (4.57)$$

O termo ${}_{B3}Va$ (velocidade da extremidade do ante-braço no sistema móvel B3) pode ser expresso da seguinte forma

$${}_{b3}Va = T \alpha_3 \cdot 2 \cdot {}_{b2}Va_{cg} \quad (4.58)$$

Assim

$${}_{b3}Va = \begin{Bmatrix} \dot{\alpha}_1 \cdot cb \cdot \sin(\alpha_3 + \alpha_2) + \sin(\alpha_3) \cdot \dot{\alpha}_2 \cdot ca \\ \dot{\alpha}_1 \cdot cb \cdot \cos(\alpha_3 + \alpha_2) + \cos(\alpha_3) \cdot \dot{\alpha}_2 \cdot ca \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.59)$$

Substituindo na equação (4.55) os vetores (4.56, 4.57 e 4.59) tem-se

$${}_{B3}V_{P_{cg}} = \begin{Bmatrix} \dot{\alpha}_1 \cdot cb \cdot \sin(\alpha_3 + \alpha_2) + \sin(\alpha_3) \cdot \dot{\alpha}_2 \cdot ca \\ \dot{\alpha}_1 \cdot cb \cdot \cos(\alpha_3 + \alpha_2) + \cos(\alpha_3) \cdot \dot{\alpha}_2 \cdot ca + 1/2 \cdot \dot{\alpha}_3 \cdot cp \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.60)$$

- Determinação da aceleração

Determinação da aceleração do centro de gravidade (cg) do punho no sistema móvel B3 (${}_{B3}ap_{cg}$). Neste caso o termo ${}_{B3}aa$ (aceleração da extremidade do ante-braço no sistema móvel B3) é não nulo, pois o sistema móvel B3 está acoplado na extremidade do ante-braço, já o termo ${}_{B3}arel$ (aceleração relativa entre o pulso e o cg do punho) é nulo, pois não há movimento relativo entre eles.

$${}_{B3}ap_{cg} = {}_{b2}aa + {}_{B3}\omega_3 \times {}_{B3}\omega_3 \times {}_{B3}rp_{cg} + {}_{B3}\dot{\omega}_3 \times {}_{B3}rp_{cg} + 2 \cdot {}_{B3}\omega_3 \times \underbrace{{}_{B3}Vrel}_{=0} + \underbrace{{}_{B3}arel}_{=0} \quad (4.61)$$

onde,

$${}_{B3}\dot{\omega}_3 = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ \alpha_3 \end{Bmatrix} = \text{aceleração angular do ante-braço} \quad (4.62)$$

$${}_{B3}aa = \begin{Bmatrix} -cb.\alpha_1 \cos(\alpha_2 + \alpha_3) + cb.\ddot{\alpha}_1 \sin(\alpha_2 + \alpha_3) - ca.\alpha_2 \cos(\alpha_3) + ca.\ddot{\alpha}_2 \sin(\alpha_3) \\ cb.\alpha_1 \sin(\alpha_2 + \alpha_3) + cb.\ddot{\alpha}_1 \cos(\alpha_2 + \alpha_3) + ca.\alpha_2 \sin(\alpha_3) + ca.\ddot{\alpha}_2 \cos(\alpha_3) \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.63)$$

Logo a equação (4.61) resulta em:

$${}_{B3}ap = \begin{Bmatrix} -cb.\alpha_1 \cos(\alpha_2 + \alpha_3) + cb.\ddot{\alpha}_1 \sin(\alpha_2 + \alpha_3) - ca.\alpha_2 \cos(\alpha_3) + ca.\ddot{\alpha}_2 \sin(\alpha_3) - 1/2cp.\alpha_3 \\ cb.\alpha_1 \sin(\alpha_2 + \alpha_3) + cb.\ddot{\alpha}_1 \cos(\alpha_2 + \alpha_3) + ca.\alpha_2 \sin(\alpha_3) + ca.\ddot{\alpha}_2 \cos(\alpha_3) + 1/2cp.\ddot{\alpha}_3 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (4.64)$$

4.5.2.6 Somatório de Forças e Momentos – Punho

Como já representado na figura 4.19, as forças atuantes sobre o punho podem ser representadas na seguinte forma:

$${}_I Pp = \begin{Bmatrix} 0 \\ -mp \cdot g \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{força peso atuante sobre o punho} \quad (4.65)$$

$${}_{B3} Fp = \begin{Bmatrix} Fpx \\ Fpy \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{força atuante sobre o pulso} \quad (4.66)$$

$${}_{B3} F = \begin{Bmatrix} -Fx \\ -Fy \\ 0 \end{Bmatrix} = \text{força de reação da roda} \quad (4.67)$$

$${}_{B3} Mp = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ Mp \end{Bmatrix} = \text{momento atuante sobre o pulso} \quad (4.68)$$

$${}_{B3} Mm = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ Mm \end{Bmatrix} = \text{momento fornecido pelos motores}$$

Realizando o somatório de forças tem-se:

$$\sum F = {}_{B2} Fp + {}_{B3} F + T \alpha_3^T \cdot {}_I Pp = mp \cdot {}_{B3} ap_{cg} \quad (4.69)$$

Resultando no seguinte sistema de equações:

$$\left\{ \begin{array}{l} F_{px} - F_x - \sin(\alpha_3).mp.g \\ F_{py} - F_y - \cos(\alpha_3).mp.g \\ 0 \end{array} \right\} = \dots$$

$$\dots mp \cdot \left\{ \begin{array}{l} -cb.\overset{\cdot^2}{\alpha_1} \cos(\alpha_2 + \alpha_3) + cb.\overset{\cdot\cdot}{\alpha_1} \sin(\alpha_2 + \alpha_3) - ca.\overset{\cdot^2}{\alpha_2} \cos(\alpha_3) + ca.\overset{\cdot\cdot}{\alpha_2} \sin(\alpha_3) - 1/2cp.\overset{\cdot^2}{\alpha_3} \\ cb.\overset{\cdot^2}{\alpha_1} \sin(\alpha_2 + \alpha_3) + cb.\overset{\cdot\cdot}{\alpha_1} \cos(\alpha_2 + \alpha_3) + ca.\overset{\cdot^2}{\alpha_2} \sin(\alpha_3) + ca.\overset{\cdot\cdot}{\alpha_2} \cos(\alpha_3) + 1/2cp.\overset{\cdot\cdot}{\alpha_3} \\ 0 \end{array} \right\}$$

(4.70)

Realizando o somatório de momentos tem-se:

$$\sum M = {}_{B_3}M_p + {}_{B_3}M_m - {}_{B_3}ra_{cg} \times {}_{B_3}F_p + {}_{B_2}ra_{cg} \times {}_{B_3}F = I_p \cdot {}_{B_3}\dot{\omega}_3 \quad (4.71)$$

Resultando no seguinte sistema de equações:

$$\left\{ \begin{array}{l} 0 \\ 0 \\ M_p - 1/2.cp.F_{py} - 1/2.cp.F_y \end{array} \right\} = \left\{ \begin{array}{l} 0 \\ 0 \\ I_{zzp}.\overset{\cdot\cdot}{\alpha}_3 - M_m \end{array} \right\} \quad (4.72)$$

4.5.3 Representação gráfica das forças e momentos atuantes sobre os membros superiores durante o acionamento manual de cadeira de rodas

Resolvendo-se o sistema formado pelas equações (4.33, 4.35, 4.52, 4.54, 4.70 e 4.72) pode-se determinar as forças atuantes sobre os membros superiores, para tanto foi desenvolvido um programa em Matlab ® de forma a representar o comportamento das mesmas. Utilizou-se os resultados da equação de vínculo para determinação dos ângulos e suas derivadas, sendo que as últimas foram determinadas de forma numérica:

$$\overset{\cdot}{\alpha}_i = \frac{\alpha_i(t + dt) - \alpha_i(t)}{dt} \quad (4.73)$$

onde i assume os valores 1,2 e 3, representa os ângulos das juntas dos membros superiores e,

$$\overset{\cdot\cdot}{\alpha}_i = \frac{\overset{\cdot}{\alpha}_i(t + dt) - \overset{\cdot}{\alpha}_i(t)}{dt} \quad (4.74)$$

Além disso foram utilizados os seguintes valores de variáveis: comprimento do ante-braço (ca), 0,260 m; comprimento do braço (cb), 0,220 m; comprimento do pulso (cp), 0,040 m, diâmetro do ante-braço (da), $\frac{ca}{3}$; diâmetro do braço (db), $\frac{cb}{3}$; diâmetro do pulso (dp), cp; massa corporal do usuário de cadeira de rodas (m), 56 kg; massa do ante-braço (ma), 0,0187*m kg; massa do braço (mb), 0,0325*m kg; massa do pulso (mp), 0,0065*m kg (Hall, 2000).

Para determinação dos momentos de inércia dos membros foram utilizadas as seguintes expressões:

$$I_{zz_b} = \frac{1}{4}.mb.db^2 + \frac{1}{12}.mb.cb^2, \text{ momento de inércia para o braço;} \quad (4.75)$$

$$I_{zz_a} = \frac{1}{4}.ma.da^2 + \frac{1}{12}.ma.ca^2, \text{ momento de inércia para o ante-braço;} \quad (4.76)$$

$$I_{zz_p} = \frac{1}{4}.mp.dp^2 + \frac{1}{12}.mp.cp^2, \text{ momento de inércia para o pulso;} \quad (4.77)$$

A força máxima exercida pelo usuário foi utilizada (Fmax) igual 97,9 N, como calculada no secção 4.4. O tempo total do ciclo de acionamento foi considerado igual á 1,0 s.

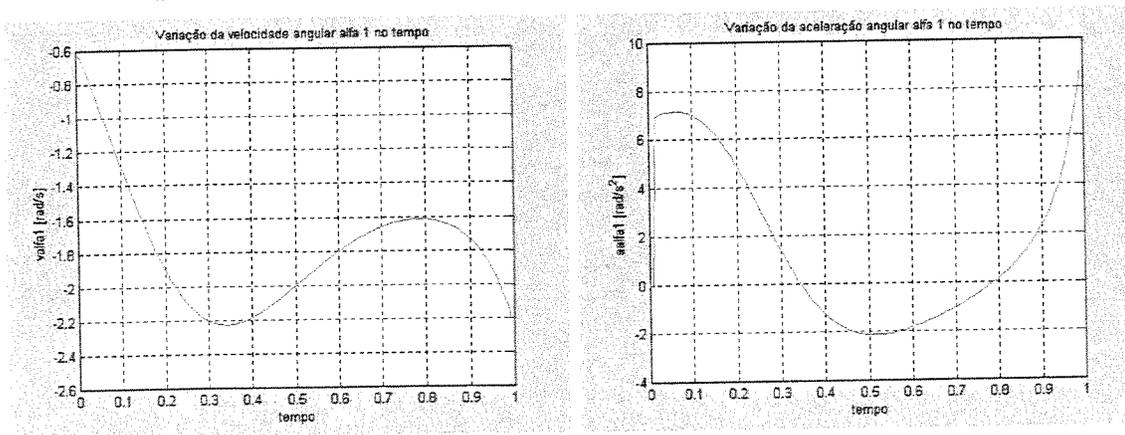


Figura (4.20) – Representação da velocidade e aceleração angular do ombro ($\dot{\alpha}_1$ e $\ddot{\alpha}_1$) em função do tempo

Na figura (4.20) observa-se o comportamento da velocidade e aceleração angular do ombro ($\dot{\alpha}_1$ e $\ddot{\alpha}_1$), os valores para velocidade angular ($\dot{\alpha}_1$) como eram de se esperar são valores

negativos pois como podem ser observar na secção 3.51, os ângulo são negativos pois o movimento ocorre entre o 3° e o 4° quadrante.

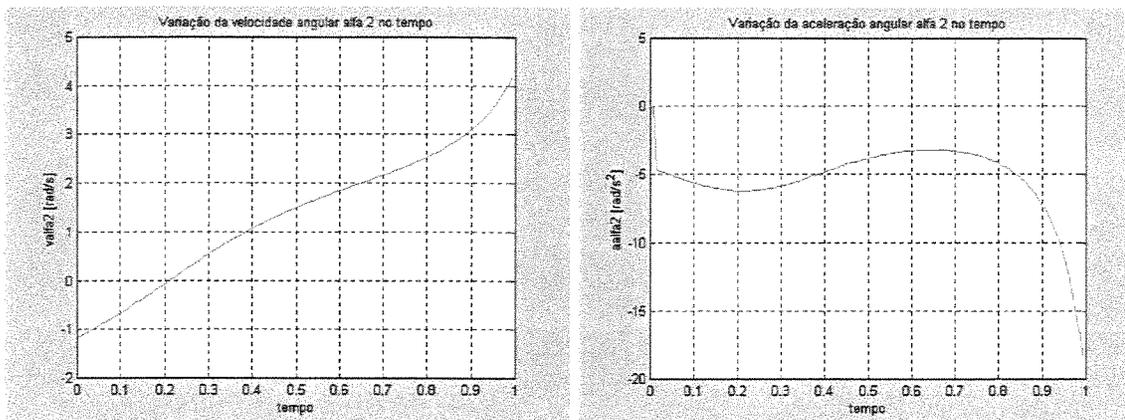


Figura (4.21) – Representação da velocidade e aceleração angular do cotovelo ($\dot{\alpha}_2$ e $\ddot{\alpha}_2$) em função do tempo

Observa-se na figura (4.21) o comportamento da velocidade e aceleração angular do cotovelo ($\dot{\alpha}_2$ e $\ddot{\alpha}_2$), pode-se notar que seu comportamento é mais uniforme quando comparado como o comportamento do ombro, pois como o aro é solto no final do ciclo de propulsão o cotovelo não necessita desacelerar o que já não ocorre com o ombro que necessita da desaceleração para que o sistema não se desprenda totalmente da trajetória.

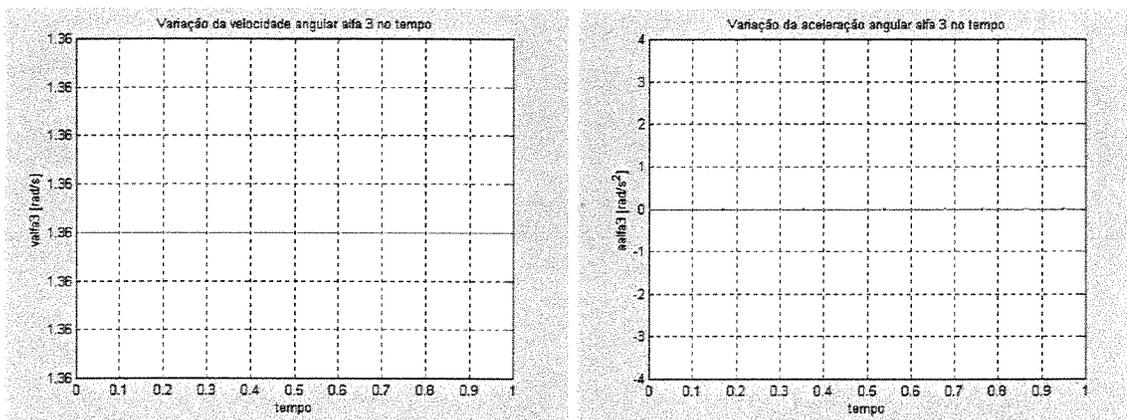


Figura (4.22) – Representação da velocidade e aceleração angular do pulso ($\dot{\alpha}_3$ e $\ddot{\alpha}_3$) em função do tempo

A figura (4.22) representa o comportamento da velocidade e aceleração angular do pulso ($\dot{\alpha}_3$ e $\ddot{\alpha}_3$), nota-se que o comportamento segue o comportamento da força de propulsão o que é

bastante coerente, pois é esta que imprime à roda a função de velocidade e aceleração angular da roda.

Observa-se que sempre no início do movimento as acelerações angulares $\ddot{\alpha}_1, \ddot{\alpha}_2$ e $\ddot{\alpha}_3$ assumem uma variação significativa isto deve ao fato das condições iniciais de aceleração do movimento terem sido consideradas nulas, necessitando portanto de uma grande variação de acelerações para que o movimento se inicie.

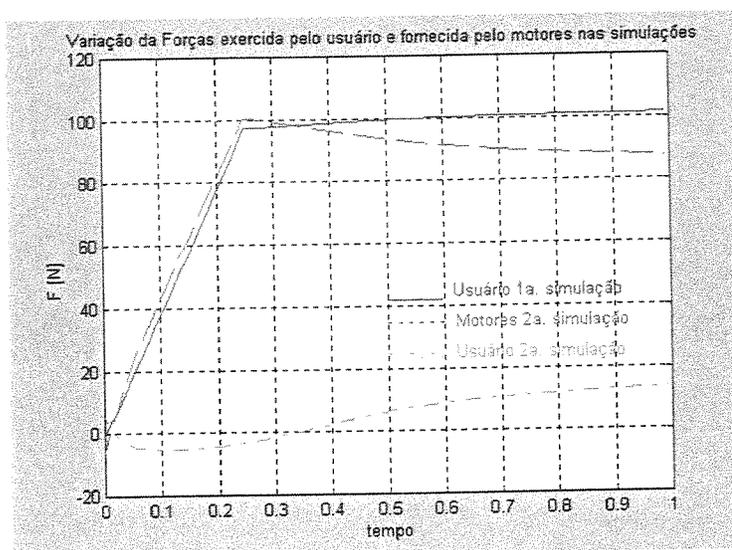


Figura (4.23) – Representação da forças exercidas pelo usuário e pelos motores nas duas simulações realizadas

Na figura acima (4.23), estão representadas as forças exercidas pelo usuário nas duas simulações realizadas neste trabalho que representam duas condições bem distintas para o usuário de cadeiras de rodas manual, aqui chamada de primeira simulação, representa o usuário tendo que suprir toda a força necessária para o movimento da cadeira de rodas, na segunda simulação, o usuário apenas supre uma pequena parte da força necessária e os motores atuam com a quase totalidade do torque necessário para o movimento da cadeira de rodas.

Observa-se pela figura 4.23 que o usuário na segunda simulação realiza comparativamente muito pouca força para que a cadeira de rodas desempenhe o mesmo movimento da condição

anterior esta grande diferença servirá para avaliar o quanto de diminuição das forças exercidas pelas juntas dos membros superiores ter-se-ia com a utilização de um sistema servo-assistido na cadeira de rodas do usuário.

A atuação dos motores ocorre sempre que o limite de força, prescrito por um profissional de reabilitação, é atingido, desta forma a criança estará sempre realizando o limite de esforço para sua idade e condição física e ao mesmo tempo que for necessário uma aplicação de um esforço maior o sistema de controle detectando uma tendência de ultrapassar o limite pré-programado enviará um sinal para o acionamento dos motores, da mesma forma, quando o esforço estiver abaixo do prescrito os motores manter-se-ão inativos.

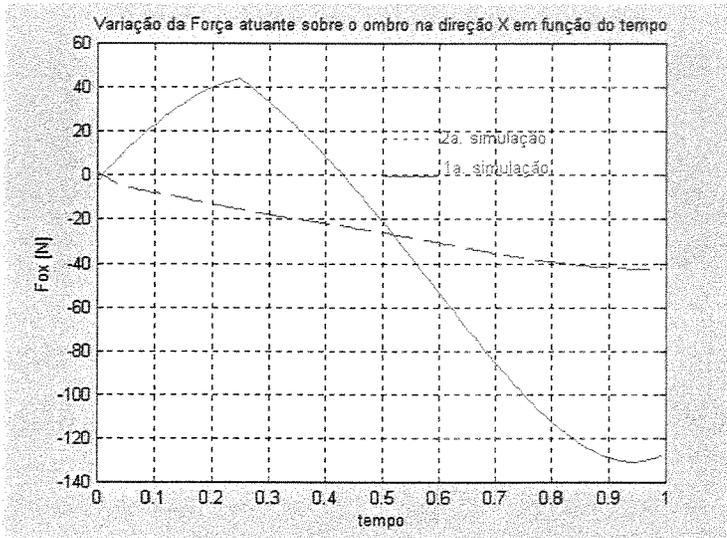


Figura (4.24) – Representação da força atuante sobre o ombro na direção X (F_{ox})

A força representada na figura (4.24) representa a força que o braço exerce sobre o tronco na direção X, portanto axialmente ao braço, neste caso a força tende a puxar o ombro para baixo, isto implica nos músculos do tronco fornecerem uma força no sentido contrário e de mesmo valor que F_{ox} , para manter o equilíbrio do ombro.

Quando da utilização dos motores no fornecimento de uma força auxiliar ao movimento observa-se pela figura 4.24, ganhos tanto na amplitude da força atuante sobre o ombro quanto no comportamento da mesma que torna-se mais linear.

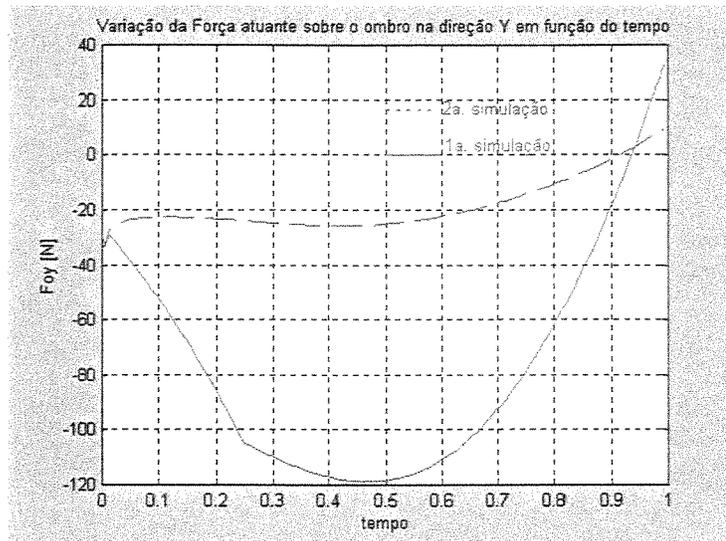


Figura (4.25) – Representação da força atuante sobre o ombro na direção Y (F_{oy})

Na figura (4.25) pode-se observar os valores encontrados na direção Y, variam de uma força negativa para positiva e esta variação semelhante à encontrada na direção X. Os ganhos encontrados com a utilização de motores no auxílio ao movimento também são significativos.

O momento atuante sobre o ombro representado na figura (4.26), sofre uma variação muito grande em amplitude, observa-se que este varia de aproximadamente -15 N.m até aproximadamente + 35 N.m, é uma variação muito grande que deve ser suportada por todos os músculos que formam esta complexa junta que é o ombro.

Novamente são nítidos os benefícios quando utiliza-se do sistema servo-assistido, pois existe uma diminuição significativa na amplitude do momento atuante no ombro além de um comportamento menos agressivo, em termos da amplitude e da variação a força exercida pelo músculo, como pôde ser observado quando compara-se os resultados da primeira simulação com os, da segunda.

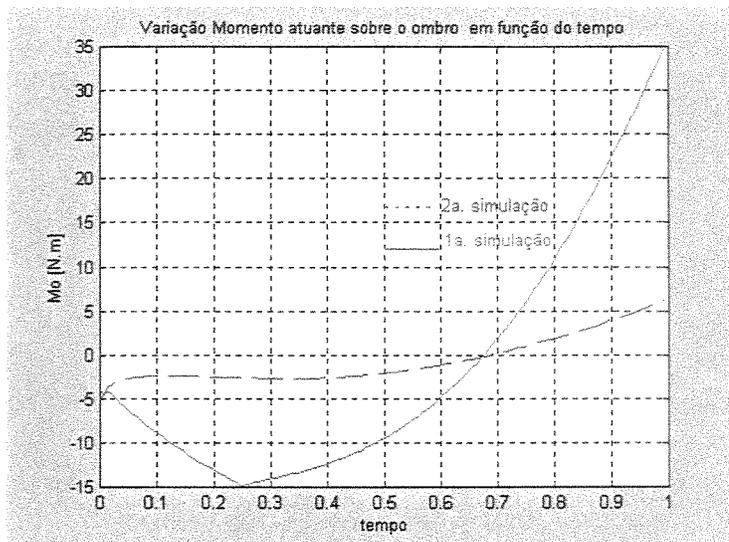


Figura (4.26) – Representação do momento atuante sobre o ombro na direção Z (M_o)

Ao observar-se as figuras (4.26), (4.25), (4.24) e (4.20), pode-se confirmar que o ombro é uma junta que recebe grandes cargas e por isso está tão sujeito à lesões devido ao acionamento manual de cadeiras de rodas, como apresentado no capítulo 2, pois além das forças e momento serem elevados a velocidade e a aceleração angular também o são.

Com os resultados aqui apresentados pode-se concluir que no tocante às forças e momentos exercidos sobre o ombro a utilização de um sistema servo-assistido irá diminuir em muito a solicitação sobre esta junta e com isso a possibilidade do usuário desenvolver LER durante a sua utilização.

Além disso uma vez que diminui-se a intensidade de força, diminui-se também a demanda fisiológica do indivíduo permitindo, que este percorra maiores distância em maiores velocidades e em terrenos variados o que aumenta sua capacidade de mobilidade e traz todos os benefícios descritos no capítulo 2 em termos de integração social de desenvolvimento das habilidades psicomotoras nas crianças.

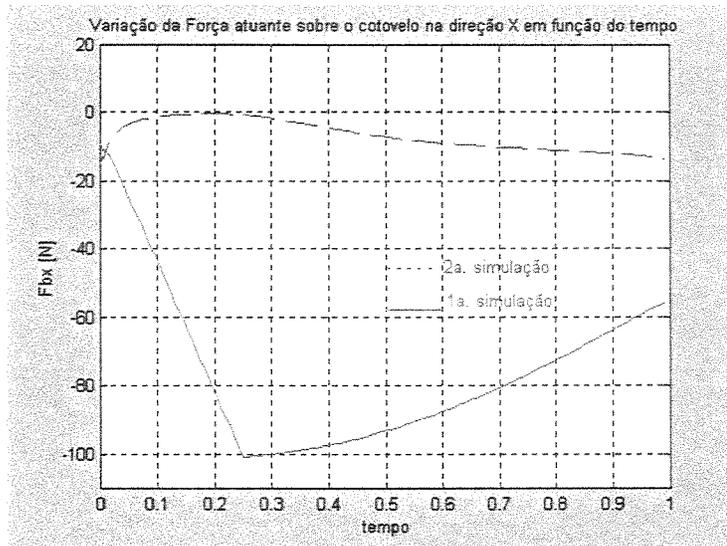


Figura (4.27) – Representação da força atuante sobre o cotovelo na direção X (Fbx)

Observa-se na figura (4.27) que a variação da força na direção do comprimento do antebraço é menor que a encontrada no comprimento do braço (figura 4.24), seu comportamento não é uniforme assumindo seu valor máximo em t igual à 0,25 s. Porém quando utiliza-se o sistema servo-assistido tem-se novamente uma diminuição da amplitude da força além de um comportamento mais uniforme

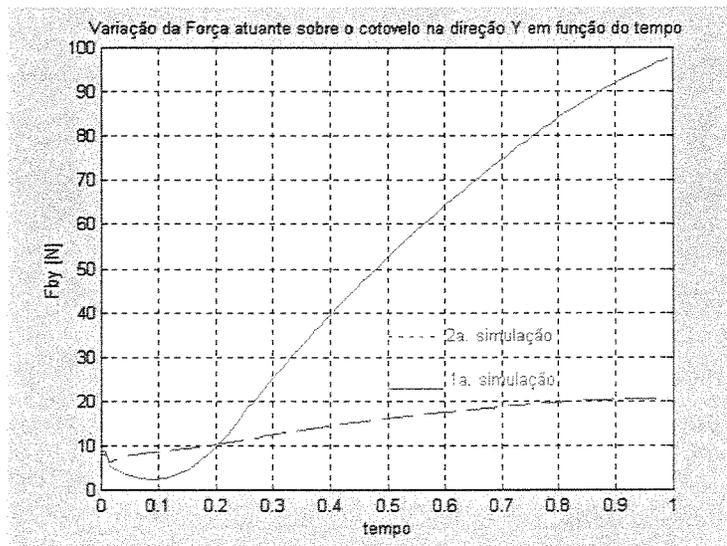


Figura (4.28) – Representação da força atuante sobre o cotovelo na direção Y (Fby)

A figura (4.28) representa o comportamento da força atuante sobre o cotovelo na direção Y (Fby). Observa-se que a força sobre o cotovelo é menor que sobre o ombro para esta direção além

de sofre menor variação figura (4.25). A utilização do sistema servo-assistido novamente mostra-se benéfica para esta componente de força.

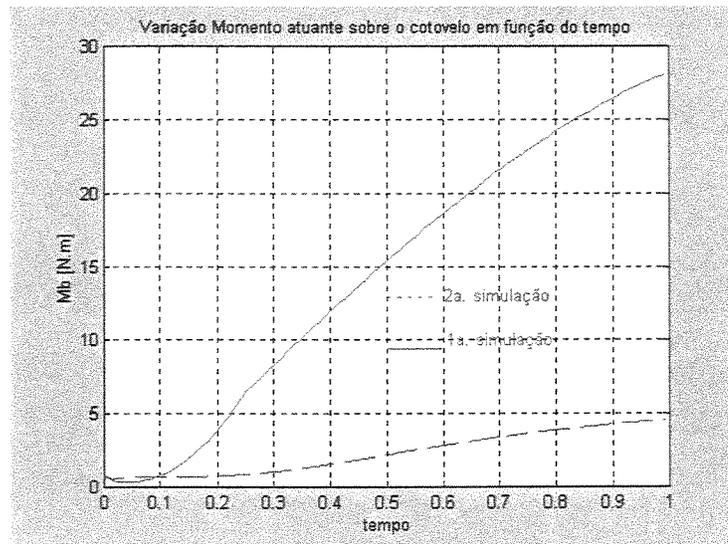


Figura (4.29) – Representação do momento atuante sobre o cotovelo na direção Z
(Mb)

O momento atuante sobre o ombro representado na figura (4.29), sofre uma variação menor que a ocorrida com o ombro, e suas cargas longitudinal e vertical são menores. Isto pode explicar porque tem estatisticamente uma porcentagem menor no número de casos de lesões por esforço repetitivo (LER) em usuários de cadeiras de rodas com apresentado no capítulo 2. O sistema servo-assistido comprova sua eficiência também para esta variável.

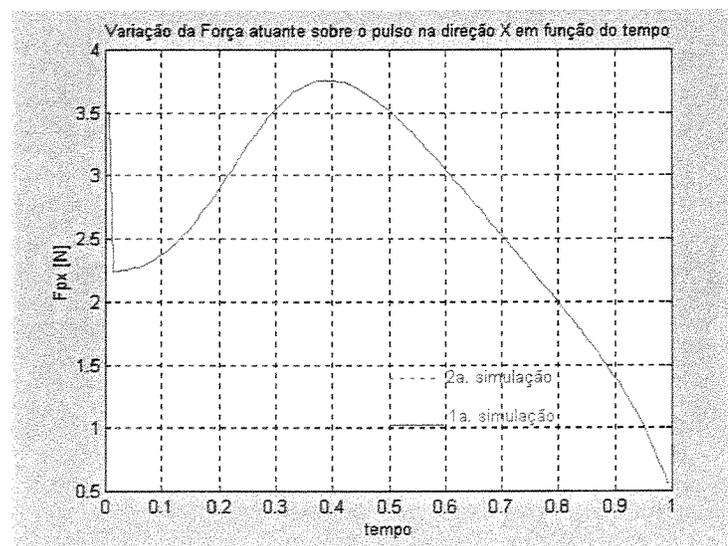


Figura (4.30) – Representação da força atuante sobre o pulso na direção X (F_{px})

Ao contrário do encontrado para os demais membros mesmo na direção do seu comprimento o pulso é submetido a cargas bem mais baixas, como pode ser observado na figura (4.30). Para a direção longitudinal do pulso a utilização do sistema servo assistido não apresenta ganhos, pois as curvas são coincidentes, o que era de se esperar a medida que a força fornecida pelos motores atuaria somente na direção transversal ao punho, direção esta responsável pelo fornecimento da força necessária ao movimento.

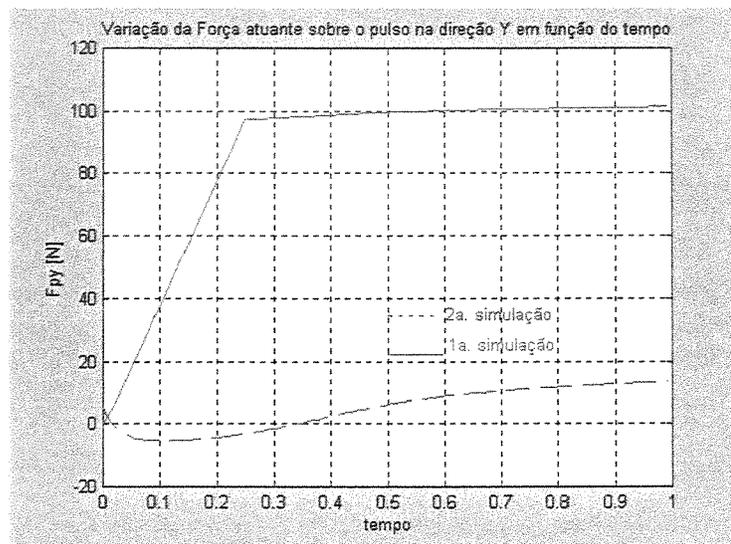


Figura (4.31) – Representação da força atuante sobre o pulso na direção Y (F_{py})

O mesmo comportamento de redução drástica dos valores de esforços exercidos nas juntas dos membros superiores pode ser observado na figura (4.31) onde as cargas às quais o pulso está sujeito são extremamente elevadas, quando o usuário deve exercer toda a força necessária ao movimento. O que conseqüentemente acarretará em lesões com o passar do tempo.

O comportamento força atuante sobre o pulso, para a primeira simulação, é bastante semelhante ao da força aplicada no aro porém com uma intensidade um pouco maior. Novamente utilizando-se do sistema servo-assistido a força atuante sobre pulso diminui significativamente e seu comportamento torna-se mais uniforme.

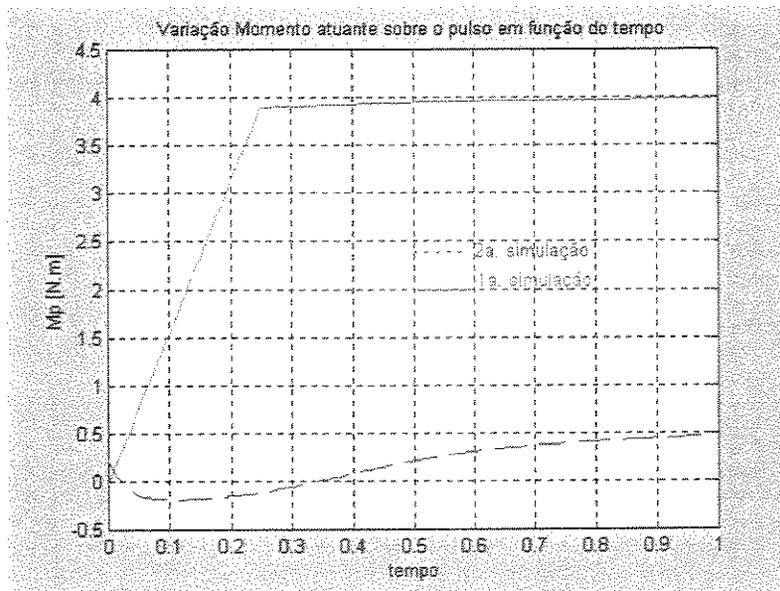


Figura (4.32) – Representação do momento atuante sobre o pulso na direção Z (Mp)

Este resultado apresentado na figura (4.32) só vem a confirmar que o pulso é a junta que mais sofre durante o acionamento de uma cadeira de rodas manual, isto é comprovado pelo grande número de usuários que sofre de síndrome do tunel carpal, vide capítulo 2. Esta afirmação é válida não somente pelo valor de força a que o pulso está sujeito mas também a sua complexidade muscular. Novamente utilizando-se do sistema servo-assistido o momento atuante sobre pulso diminui significativamente e seu comportamento torna-se mais uniforme.

4.6 Conclusões

Através deste capítulo pode-se determinar as equações que modelam o acionamento manual da cadeira de rodas e notou-se que os resultados obtidos nas simulações estão coerentes uma vez que pode-se observar que exatamente no ombro, onde no caso de ocorrência de LER é onde apresenta o maior número de casos, os esforços obtidos nas simulações também são os maiores se comparados com os demais membros superiores.

Pode-se também comprovar através das simulações realizadas o porquê de pessoas usuárias de cadeira de rodas manuais sofrerem maior incidência de síndrome de tunel carpal, doença decorrente de LER, isto deve-se ao fato do pulso estar sujeito às maiores forças e momentos atuantes quando do processo de acionamento da cadeira de rodas manual.

Porém a conclusão mais importante foi obtida com a simulação de uma força auxiliar à propulsão manual da cadeira de rodas o que representa a utilização na propulsão de um mecanismo servo-assistido. Na quase totalidade das simulações houve uma considerável diminuição do valor de força e/ou momento atuante sobre as juntas dos membros superiores, o que vem a comprovar que com a sua utilização diminui-se os riscos do usuário sofrer LER devido a propulsão manual da cadeira de rodas.

Capítulo 5

Análise da Propostas

Durante o desenvolver deste trabalho muito se falou sobre vantagens que uma cadeira servo-assistida no desenvolvimento global de uma criança, ou seja, no desenvolvimento físico, social e emocional, criando desta forma adultos com maior capacidade de “viver” em sociedade.

Quando utiliza-se a palavra viver não significa apenas existir como muitas vezes faz-se crer com propagandas de apoio às pessoas em condição de deficiência, mas o “viver” que busca-se com este trabalho é um viver pleno em sociedade o que significa participar ativamente da sociedade não como um deficiente mas sim como um cidadão

Como já foi mostrado anteriormente a criança tem a necessidade de atingir sua independência por si só aumentando assim sua auto-estima e capacitando-a à um desenvolvimento pleno tornando-a um adulto com condições de enfrentar a sociedade de forma mais confiante trazendo assim benefícios pessoais e um aumento da sua qualidade de vida como um todo.

Visando um projeto menos agressivo para a cadeira de rodas bem como o desenvolvimento de um sistema que pudesse ser adaptado à qualquer tipo de cadeira de rodas, ou seja, não necessitando que esta tenha sido projetada para o uso de motorização passiva, obtém-se como solução a utilização da motorização acoplada à roda da mesma.

Essa solução, motorização acoplada à roda, traz como principal ganho o fato das rodas poderem ser vendidas separadamente da cadeira não implicando assim em ônus excessivos ao usuário que já possui uma cadeira de rodas além é claro do barateamento do sistema já que não está vinculado ao projeto de uma cadeira completa.

Como já demonstrado nos capítulos anteriores o desenvolvimento da cadeira de rodas servo-assistida necessitava do conhecimento profundo da estabilidade do sistema cadeira de rodas e criança e também o conhecimento quantitativo do ganho em termos de diminuição da força que a criança deve desenvolver para realizar o movimento com a cadeira de rodas.

5.1. Propostas de soluções para o mecanismo de atuação

A primeira solução buscada para o desenvolvimento do sistema de propulsão da cadeira de rodas foi a utilização de um planetário, o qual permite uma grande relação de redução de velocidade e amplificação do torque transmitido às rodas. Isso é importante porque uma vez que pretende-se que os motores estejam dentro da roda. Estes, comercialmente, tem por característica uma alta rotação, se comparada com a necessidade da cadeira de rodas, e portanto um torque não tão elevado.

Deve-se lembrar que a grande vantagem de utilizar-se planetário, é que o mesmo pode ser composto de vários planetas, o que é muito importante porque pode-se obter o mesmo torque de saída com a utilização de motores menores, mas que atendam ao limite dimensional do conjunto da roda e com isso não agridem a estética da cadeira de rodas como um todo.

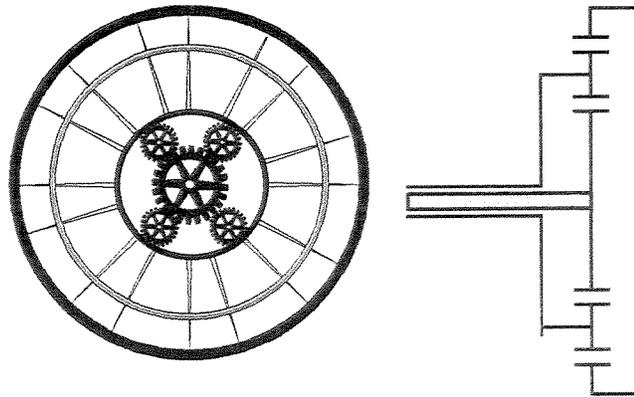


Figura (5.1) – Roda com planetário interno

A figura acima (figura 5.1) mostra esquematicamente a solução utilizando-se do planetário. Os motores para esta solução são acoplados ao planetas.

Mas esta não é a única solução possível a figura a seguir (figura 5.2) representa mais algumas das demais soluções possíveis para o problema.

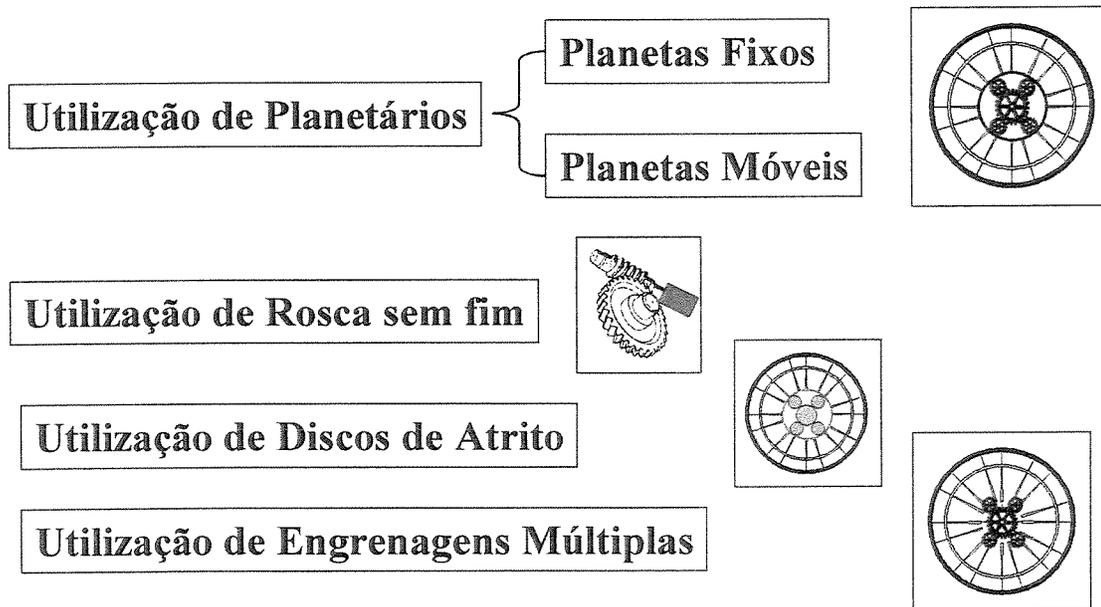


Figura 5.2 – Quadro com possíveis soluções construtivas do sistema propulsor

Estas várias soluções são apenas um exemplo das possíveis formas de construção do sistema de propulsão e algumas podem trazer benefício quanto ao potência de saída do sistema, potência esta que será utilizado para mover a cadeira de rodas, pois será um parâmetro

fundamental para a escolha dos motores que poderão ser menores dependendo da solução adotada e assim facilitaria a montagem do sistema.

A solução que utiliza-se de planetário será escolhida para modelagem e representação do funcionamento do sistema servo-assistido.

Para facilitar a visualização dos elementos constituintes do planetário a figura a seguir representa-os de forma esquemática.

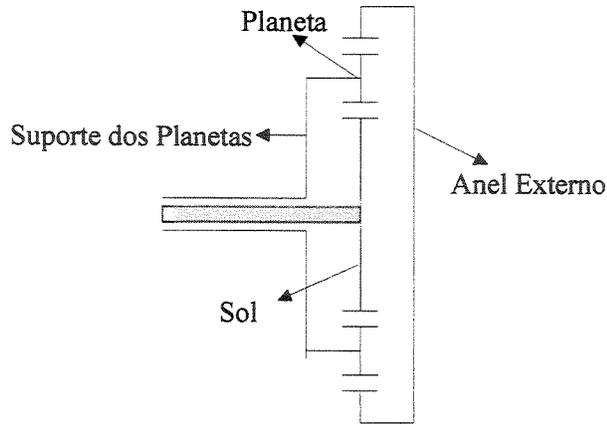


Figura (5.3) – Representação esquemática do planetário

Utilizar-se os sub-índices S – para informações referentes à engrenagem Sol (Sun), P – para informações referentes à engrenagem planeta(s) (Planet), R – para informações referentes ao anel externo (External Ring) e C – para informações referentes suporte dos planetas (Planet Carrier).

A modelagem cinemática genérica para a configuração acima é dada pelo sistema apresentado a seguir:

$$\begin{cases} R_S \cdot A_{Ss} = R_C \cdot A_C - R_P \cdot A_P \\ R_R \cdot A_R = R_C \cdot A_C + R_P \cdot A_P \end{cases} \quad (5.1)$$

Onde R representa o raio da engrenagem e A, velocidade angular da mesma.

5.2. Modelagem quando utiliza-se planetários

Esta solução consiste em fixar-se a engrenagem Sol permitindo assim que os planetas, acoplados aos motores, girem em torno da mesma. Isto significa que a velocidade angular da engrenagem Sol é nula, ou seja, $A_S = 0$, portanto o sistema de equações anterior torna-se:

$$\begin{cases} R_S \cdot 0 = R_C \cdot A_C - R_P \cdot A_P \\ R_R \cdot A_R = R_C \cdot A_C + R_P \cdot A_P \end{cases} \quad (5.2)$$

Resolvendo-o tem-se como relação entre a rotação dos planetas e a rotação do anel externo e também a relação entre a rotação do suporte dos planetas com a velocidade dos mesmos:

$$\begin{cases} R_R \cdot A_R = 2 \cdot R_P \cdot A_P \\ R_C \cdot A_C = R_P \cdot A_P \end{cases} \quad (5.3)$$

O mesmo sistema pode ser escrito em termos do número de dentes de cada engrenagem exceto para o suporte dos planetas o que resulta no seguinte sistema

$$\begin{cases} N_R \cdot A_R = 2 \cdot N_P \cdot A_P \\ R_C \cdot A_C = R_P \cdot A_P \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} A_R = \frac{2 \cdot N_P}{N_R} \cdot A_P \\ A_C = \frac{R_P}{R_C} \cdot A_P \end{cases} \quad (5.4)$$

A energia cinética do sistema é dada por:

$$Ec = n \cdot \frac{1}{2} \cdot A_P^2 \cdot J_P + \frac{1}{2} \cdot A_C^2 \cdot J_C + \frac{1}{2} \cdot A_R^2 \cdot J_R + \frac{1}{2} \cdot V^2 \cdot m_{cadeira} \quad (5.5)$$

onde V é a velocidade linear da cadeira de rodas e $m_{cadeira}$ a sua massa (que é a soma da massa da cadeira de rodas e a massa do usuário)

Sendo J é o momento de Inércia da engrenagem que para efeitos de aproximação pode ser definido como:

$$J = \frac{1}{2} \cdot m \cdot r^2 \quad (5.6)$$

onde r é o raio primitivo de cada engrenagem e m a sua respectiva massa.

A variável n representa o número de planetas presentes no planetário, o que também significa o número de motores necessários para mover a cadeira de rodas.

As variáveis $m_{cadeira}$ e V , são respectivamente a massa da cadeira de rodas e a velocidade linear da mesma. Assumindo a massa total da cadeira de rodas (m) igual 106 Kg e a velocidade de cadeira de rodas constante e igual à 0.5m/s

Substituindo-se o sistema (5.4) na equação (5.5) tem-se:

$$E_c = n \cdot \frac{1}{2} \cdot A_p^2 \cdot J_p + \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{R_p}{R_c} \cdot A_p \right)^2 \cdot J_c + \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{2 \cdot N_p}{N_R} \cdot A_p \right)^2 \cdot J_R + \frac{1}{2} \cdot V^2 \cdot m_{cadeira} \quad (5.6)$$

re-arranjando os termos da equação acima tem-se:

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot A_p^2 \cdot \left(n \cdot J_p + \left(\frac{R_p}{R_c} \right)^2 \cdot J_c + \left(\frac{2 \cdot N_p}{N_R} \right)^2 \cdot J_R \right) + \frac{1}{2} \cdot V^2 \cdot m_{cadeira} \quad (5.7)$$

As forças externas atuantes sobre a roda são o momento de propulsão (M), que é o momento resultante do acionamento dos motores (M_n) mais o momento exercido pelo usuário (M_u), o momento de perdas devido ao atrito de rolagem da roda (M_p), então o termo das forças externa pode ser escrito da seguinte forma:

$$Q = M - M_p, \text{ ou ainda} \quad (5.8)$$

$$Q = Mm + Mu - F \cdot R_{roda} \quad (5.9)$$

onde:

F é o somatório de todas as forças de reação ao movimento da cadeira de rodas (como desenvolvido na secção 4.4 e R_{roda} é o raio externo da roda

O momento fornecido pelo usuário é determinado partindo-se da definição da função da força exercida pelo mesmo na secção 4.3 cujo módulo será assumido como sendo 1/3 da força determinada na secção 4.4, ou seja, $F_{mão} = 32.6$ N, como sendo a força máxima exercida pelo usuário durante a propulsão da cadeira de rodas e o raio do aro de acionamento ($R_{arodeacionamento}$) igual à 0.19 m. Quanto à força de reação (F) esta assume valor de 72.5 N e o raio da roda (R) o valor de 0.254 m.

Desta forma o momento exercido pelo usuário será:

$$Mu_{max} = F_{mão} \cdot R_{arodeacionamento} \quad (5.10)$$

Assumindo o valor de $Mu_{max} = 6.19$ N.m

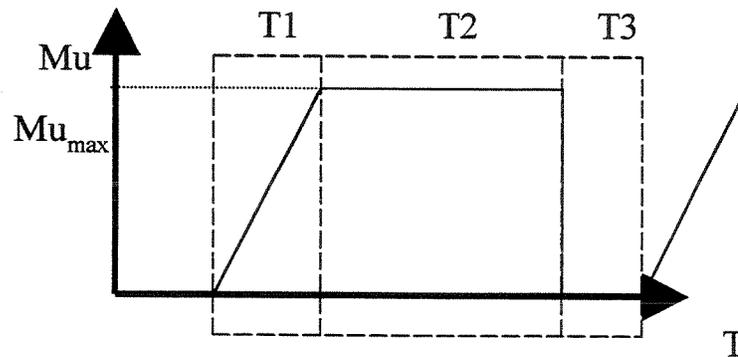


Figura (5.4) – Ciclo do momento de acionamento da cadeira de rodas em função do tempo

O ciclo do momento de acionamento da cadeira de rodas em função do tempo está representado na figura 5.4 e são adotados os mesmos parâmetros do capítulo 4, ou seja, T3 igual à 1,0 s para pista plana e 0,4 s para pistas inclinadas T2 será considerado 3 vezes maior que T1.

Como a E_c (energia cinética) da roda é função apenas da rotação dos planetas (A_p), pois todas as demais rotações estão relacionada com esta e a velocidade linear é considerada constante, quando deriva-se as E_c em função do grau de liberdade (A_p) tem-se:

$$\frac{dE_c}{dt} = A_p \cdot \dot{A}_p \left(n \cdot J_p + \left(\frac{R_p}{R_c} \right)^2 \cdot J_c + \left(\frac{2 \cdot N_p}{N_R} \right)^2 \cdot J_R \right) \quad (5.11)$$

sendo \dot{A}_p a aceleração angular das engrenagens planetárias que também é nula para o caso do usuário movimentando-se com velocidade constante.

Utilizando-se do equacionamento de Lagrange tem-se

$$Mm + Mu - F \cdot R_{roda} = A_p \cdot \dot{A}_p \left(n \cdot J_p + \left(\frac{R_p}{R_c} \right)^2 \cdot J_c + \left(\frac{2 \cdot N_p}{N_R} \right)^2 \cdot J_R \right) \quad (5.12)$$

Neste ponte deve-se especificar os motores de atendam às exigências do sistema de acionamento, como mostrado na secção 4.4, ou seja o conjunto de motores deve fornecer uma potência de 36 W, e com dimensões reduzidas. Para que as dimensões sejam as menores possíveis o numero de motores deve ser maior pois assim pode-se optar por motores menores e mais baratos. Para este estudo serão utilizados 4 motores, pois este número permite uma certa simetria do sistema

Um motor que atende à especificações acima é o motor do fabricante Bosch ®, motor do tipo CHP desenvolvendo uma potência de 9 W com uma rotação de aproximadamente 23 rpm e um torque de 7,5 N*m.

Lembrando-se que a potência mencionada é necessária para que sistema motor mova sozinho a cadeira de rodas em uma rampa com inclinação de 7,125 ° à uma velocidade linear de 0,5 m/s, o que corresponde à uma velocidade angular da roda, ω , igual à 1,97 rad/s.

Logo as relações de velocidades são representadas substituindo no sistema (5.4):

$$1,97 = \frac{2.N_P}{N_R} \cdot 2,41$$

$$Ac = \frac{N_P}{N_C} \cdot 2,41 \quad (5.13)$$

No anexo 04 está discutido as principais considerações sobre o primeiro dimensionamento do sistema planetário proposto, cujas dimensões serão utilizadas nas simulações para avaliação do seu desempenho. Vale ressaltar que para este primeiro sistema proposto a relação de transmissão é de **2,44**, entre a rotação da roda e dos planetas.

Para verificar qual das configurações é a mais adequada para a cadeira de rodas a solução será avaliada pelo valor do momento fornecido pelos motores necessário ao movimento da cadeira de rodas, de acordo com a seguinte equação:

$$Mm = -Mu + F \cdot R_{roda} \quad (5.14)$$

Utilizando-se a seguintes variáveis número de motores (n), igual à 4; momento exercido pelo usuário definido pela figura e assumindo valor máximo igual à 6,19 N.m; raio da roda da cadeira de rodas (R_{roda}), igual 0,254m, resultante das forças de reação ao movimento da cadeira de rodas atuante sobre cada roda propulsora (F), igual à 72,5 N, momento de inércia das engrenagens planetárias (J_p) igual à 0,0001 Kg.m², momento de inércia o suporte das engrenagens planetárias ($J_c = n \cdot J_{sup}$) igual à 1,27*10⁻⁵ Kg.m², momento de inércia da engrenagem externa (J_r) igual à 0,0001 Kg.m², número de dentes dos planetas (N_P), igual à 40, número de dentes da engrenagem externa (N_R) 98, definidos como na secção 4.5.3 e anexo 04.

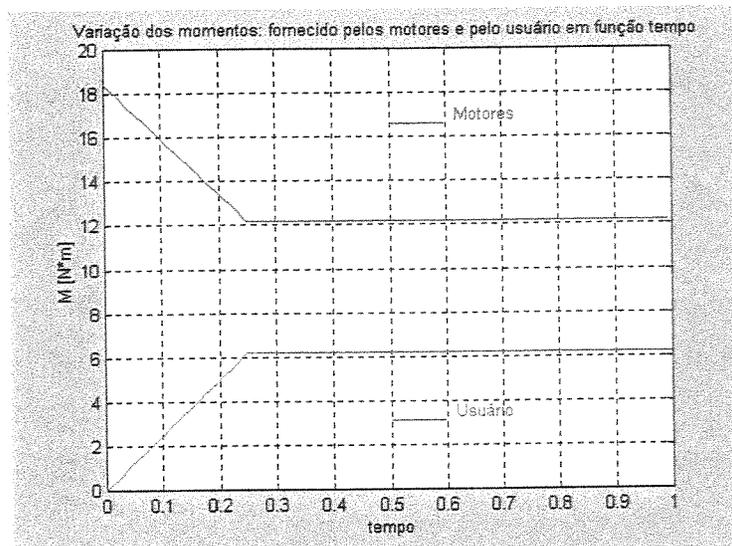


Figura (5.5) – Comparação das curvas de acionamento dos motores com o momento fornecido pelo usuário

Observa-se pela figura acima, figura (5.5) que à medida que o usuário passa a fornecer mais momento à cadeira de rodas o acionamento dos motores diminui, pois a velocidade neste estudo manteve-se constante. Observa-se também que em todo o ciclo os motores fornecem a maior parte do momento necessário ao movimento.

Desta forma pode-se exemplificar o que aconteceria com uma criança que desejasse subir com sua cadeira de rodas uma rampa para a qual sua musculatura não estivesse preparada ou não tivesse força muscular para tal, assim com modelado no capítulo 4.

5.3. Comportamento de uma cadeira de rodas manual

Observando-se as soluções construtivas descritas, pode-se concluir que com a utilização de qualquer solução proposta a cadeira de rodas toda vez que os motores não estiverem girando as rodas desta estão travadas, pois nas soluções os motores estão sempre conectados às rodas, de forma que as mesmas só podem girar com o movimento simultâneo dos motores.

No comportamento usual de uma cadeira de rodas manual o usuário consegue um melhor desempenho, ou um melhor aproveitamento da força de propulsão imposta sobre a cadeira de

rodas, quando este impulsiona a cadeira e deixa que esta continue seu movimento utilizando muitas vezes de forma intuitiva da força de inércia do sistema.

Para um usuário que opte por uma cadeira de rodas servo-assistida a possibilidade da utilização da inércia da cadeira de rodas é fundamental, pois em uma situação onde não existe a necessidade de utilizar os motores se a cadeira de rodas for auto-travante o mesmo necessitará impor mais potência de propulsão, ou seja, um maior número de vezes necessitará fazer força sobre os aros de propulsão, além do fato da cadeira ter um movimento intermitente.

Obviamente se o usuário necessita impulsionar mais vezes a cadeira de rodas para percorrer a mesma distância, isto significa que conseqüentemente ele entrará em fadiga muscular mais rapidamente e o que é pior esta fadiga constante pode levar a lesões nos membros superiores, condição que deve ser evitada.

Uma solução para este problema é que os motores possam se desacoplar das rodas quando não estiverem em uso, esta solução embora seja válida é de difícil construção, necessitando de mecanismos complexos de engate e desengate dos motores, o que além de aumentar a complexidade do sistema acarretaria num aumento de seu custo.

Este problema pode também ser resolvido com a utilização de um sistema de controle que mantenha a movimento da cadeira de rodas por um tempo equivalente ao de uma cadeira bastante leve. Ou seja que faça com que os motores continuem atuando por um período mais longo do que o período em que as mão do usuário estão em contato com o aro propulsor.

Para a determinação da curva de decaimento da velocidade de uma cadeira de rodas normal, pode-se utilizar as equações desenvolvidas no capítulo seção anterior sendo que os termos referentes ao mecanismo de propulsão da cadeira de rodas são nulos, ou seja, a inércia cinética da cadeira de rodas (E_c) pode ser expressa pela seguinte equação:

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot V^2 \cdot m_{cadeira} \quad (5.15)$$

onde

V é a velocidade linear da cadeira de rodas e $m_{cadeira}$ é a massa do sistema composto pela cadeira de rodas mais usuário.

Como busca-se o controle da cadeira de rodas em termos da rotação dos motores pode-se escrever:

$$V = R_{roda} \cdot \dot{\alpha}_3, \quad (5.16)$$

onde R_{roda} é o raio externo da roda da cadeira de rodas e $\dot{\alpha}_3$ é a velocidade angular da roda da cadeira de rodas.

Assim

$$Ec = \frac{1}{2} \cdot R_{roda}^2 \cdot \dot{\alpha}_3^2 \cdot m_{cadeira} \quad (5.17)$$

Pode-se calcular a derivada da energia cinética da cadeira de rodas, e obtém-se a seguinte equação

$$\frac{dEc}{dt} = R_{roda}^2 \cdot m_{cadeira} \cdot \dot{\alpha}_3 \cdot \ddot{\alpha}_3 \quad (5.18)$$

Os momentos externos atuantes sobre a roda neste caso é somente o momento de perdas devido ao atrito de rolagem da roda (Mp), então o termo das forças externa pode ser escrito da seguinte forma:

$$Q = -Mp, \text{ ou ainda} \quad (5.19)$$

$$Q = -F \cdot R_{roda} \quad (5.20)$$

onde:

F é o somatório de todas as forças de reação ao movimento da cadeira de rodas (como desenvolvido na secção 4.4) e R_{roda} é o raio externo da roda

A força de reação (F) esta assume valor de 72,5 N quando a cadeira de rodas está em aclave, porém para efeitos de simulação será considerado a somente as forças de resistência ao rolamento consideradas na secção 4.4, R_f e R_t respectivamente iguais à 6,22 N e 9,33 N, ou seja, F é igual à 15,55 N, o raio da roda (R) o valor de 0,254 m e a massa do sistema composto pela cadeira de rodas e pelo usuário ($m_{cadeira}$), 106 Kg.

Utilizando-se do equacionamento de Lagrange tem-se

$$- F \cdot R_{roda} = R_{roda}^2 \cdot m_{cadeira} \cdot \ddot{\alpha}_3 \quad (5.21)$$

Desta forma pode-se, a partir, de uma condição inicial conhecida de velocidade e aceleração angular da roda determinar o comportamento da aceleração desta mesma roda quando o sistema é deixado em função de sua inércia, para efeito de simulação foi considerado como velocidade inicial do movimento $\dot{\alpha}_3$ igual à 2 rad/s. O gráfico a seguir, figura (5.6), representa a curva de decaimento da velocidade angular da roda da cadeira de rodas em função do tempo.

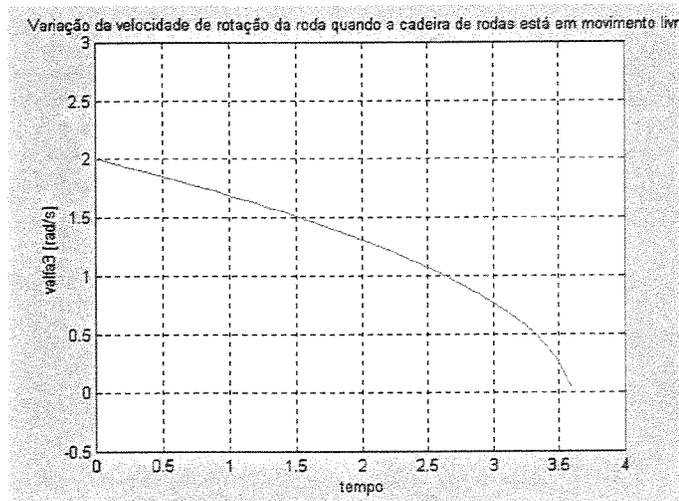


Figura (5.6) – Gráfico do decaimento velocidade angular da roda da cadeira de rodas em função do tempo.

Pode-se observar pela a cima, figura (5.6), o comportamento da velocidade angular da roda, nota-se que a cadeira de rodas neste caso teria cessado seu movimento em 3.6 s.

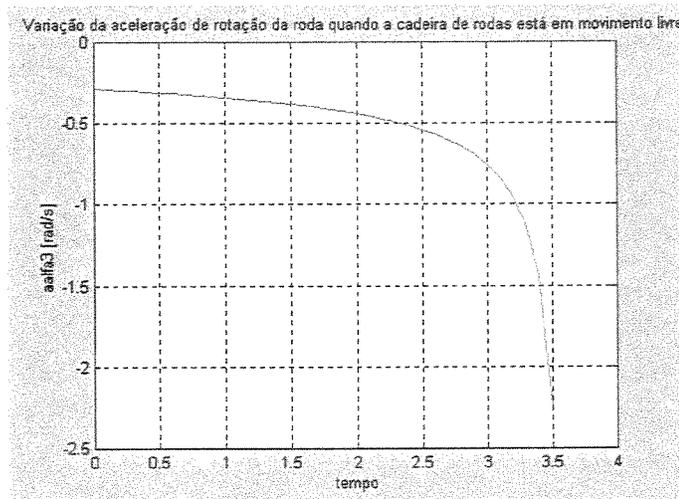


Figura (5.7) – Gráfico do decaimento aceleração angular da roda da cadeira em função do tempo.

Pela figura 5.7, pode-se observar o comportamento da aceleração da angular da roda da cadeira de rodas.

De posse destes dados pode-se agora controlar a atuação dos motores de forma que, quando não houver sobre o aro propulsor da cadeira de rodas nenhuma força atuante, os motores continuem a girar, e com isso a promover o movimento da cadeira de rodas, de forma que o decaimento da velocidade desta obedeça a função descrita anteriormente.

Desta forma também conclui-se que o sistema de controle também deve possuir um sensor de velocidade, para permitir que o comportamento da cadeira de rodas possa ser controlado de forma satisfatória.

Além, é claro, da necessidade da utilização de sensores de velocidade existe mais uma preocupação com sistema de controle quando do acionamento da cadeira que são os sensores de força que indicarão quando os motores devem agir ou não, comparando a força imposta sobre o aro de propulsão com o limite programado segundo informações do profissional em reabilitação.

Neste ponto cabe uma pequena observação, toda vez que os motores não estiverem sendo usados o circuito de alimentação dos mesmo deve permanecer aberto, ou seja, não permitir a passagem de corrente para os motores, desta forma, a única inércia que deve ser vencida pelo usuário além da própria inércia da cadeira de rodas é a inércia de rotação dos motores livres. Esta observação é importante porque quando o circuito está fechado e os motores giram, estes funcionam como geradores e sua inércia de rotação aumenta significativamente, tornando inviável o uso da cadeira de rodas pelo usuário.

5.4. Cálculo da curva de frenagem de emergência

Pode-se determinar o comportamento da frenagem da cadeira de rodas quando solicitada a parada de emergência utilizando-se das equações desenvolvidas na secção anterior (5.3) sendo que os termos referentes ao mecanismo de propulsão da cadeira de rodas não são nulos mais nulos, ou seja, a inércia cinética da cadeira de rodas (E_c) pode ser expressa pela seguinte equação:

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot J_{eq} \cdot \dot{\alpha}_3 + \frac{1}{2} \cdot V^2 \cdot m_{cadeira}, \quad (5.22)$$

onde

V é a velocidade linear da cadeira de rodas, $m_{cadeira}$ é a massa do sistema composto pela cadeira de rodas mais usuário, $\dot{\alpha}_3$ é a velocidade angular da roda da cadeira de rodas, e J_{eq} é o momento de inércia equivalente da roda, ou seja, o momento de inércia da própria roda acrescido da inércia dos motores engrenagens e demais sistema utilizados na descrição das soluções construtivas.

A definição de J_{eq} é importante pois permite com uma única equação modelar o comportamento de todas as soluções construtivas, pois quando da necessidade de especificação de uma solução basta utilizar o momento de inércia equivalente para esta.

Utilizando-se a equação 5.16, tem-se

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot J_{eq} \cdot \dot{\alpha}_3 + \frac{1}{2} \cdot R_{roda}^2 \cdot \dot{\alpha}_3^2 \cdot m_{cadeira} \quad (5.23)$$

Pode-se calcular a derivada da energia cinética da cadeira de rodas, e obtém-se a seguinte equação

$$\frac{dE_c}{dt} = J_{eq} \cdot \dot{\alpha}_3 \cdot \ddot{\alpha}_3 + R_{roda}^2 \cdot m_{cadeira} \cdot \dot{\alpha}_3 \cdot \ddot{\alpha}_3 \quad (5.24)$$

Os momentos externos atuantes sobre a roda neste caso que é o momento resultante do acionamento dos motores (M_m) mais o momento exercido pelo usuário (M_u), o momento de perdas devido ao atrito de rolagem da roda (M_p), então o termo das forças externa pode ser escrito da seguinte forma:

$$Q = M_m + M_u - M_p, \text{ ou ainda} \quad (5.25)$$

$$Q = M_m + M_u - F \cdot R_{roda} \quad (5.26)$$

onde:

F é o somatório de todas as forças de reação ao movimento da cadeira de rodas (como desenvolvido na secção 4.4) e R_{roda} é o raio externo da roda

A força de reação (F) esta assume valor de 72,5 N quando a cadeira de rodas está em aactive, porém para efeitos de simulação será considerado a somente as forças de resistência ao rolamento consideradas na secção 4.4, R_f e R_t respectivamente iguais à 6,22 N e 9,33 N, ou seja, F é igual à 15,55 N, o raio da roda (R) o valor de 0,254 m e a massa do sistema composto pela cadeira de rodas e pelo usuário ($m_{cadeira}$), 106 Kg, o momento fornecido pelo usuário (M_u) será 6,19 N.m, de acordo com a secção 5.2 o que corresponde ao momento máximo exercido pelo usuário. Para efeito de simulação será assumido como valor para o momento de inércia equivalente da rodas (J_{eq}) como sendo igual 0,0435 Kg.m².

Utilizando-se do equacionamento de Lagrange tem-se

$$Mm + Mu - F.R_{roda} = J_{eq} \cdot \ddot{\alpha}_3 + R_{roda}^2 \cdot m_{cadeira} \cdot \ddot{\alpha}_3 \quad (5.27)$$

Desta forma pode-se a partir de uma condição inicial conhecida de velocidade e aceleração angular da roda determinar o comportamento da aceleração desta mesma rodas quando o sistema é deixado em função da inércia do mesmo, para efeito de simulação foi considerado como velocidade inicial do movimento $\dot{\alpha}_3$ igual à 3 rad/s. Assume-se que a aceleração máxima à que a cadeira de rodas pode estar sujeita para uma frenagem de emergência sem que o usuário corra risco de acidente é de $1,5 \text{ m/s}^2$. Observe que este valor é aproximadamente o dobro do valor encontrado para aceleração da cadeira de rodas quando analisada a sua estabilidade (secção 3.12).

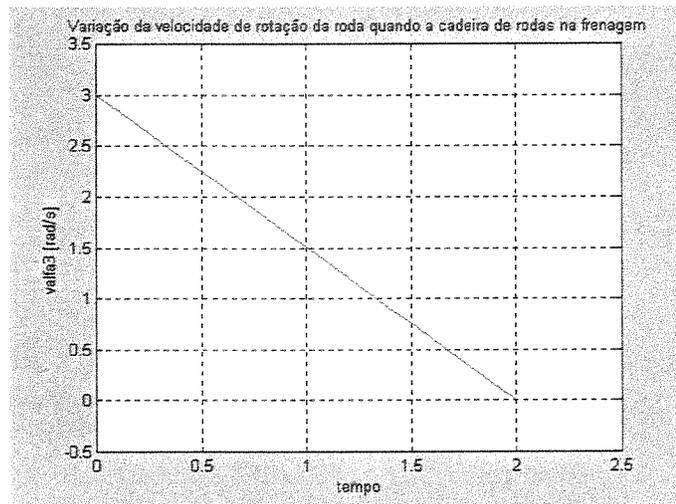


Figura 5.8 – Representação do decaimento da velocidade da cadeira de rodas quando solicitada uma parada de emergência.

Observa-se, na figura 5.8, que a cadeira de rodas partindo de uma velocidade angular da roda ($\dot{\alpha}_3$) igual à 3 rad/s pára completamente em apenas 2 segundos, o comportamento do decaimento da velocidade é linear, pois utilizou-se uma desaceleração constante de $1,5 \text{ m/s}^2$, mas outras funções de desaceleração poderiam ser utilizadas, bastando para isso a implementação no programa de controle da cadeira de rodas.

A figura 5.9 representa o comportamento dos momentos tanto fornecido pelo usuário como o momento fornecido pelos motores. Observar-se-á que os motores são necessários apenas durante 1 segundo. A partir deste momento, o usuário (hipotético utilizado neste exemplo) é capaz de parar a cadeira de rodas com seu próprio esforço. Isto prova que a cadeira de rodas cumpre com seu objetivo primário que é apenas atuar quando a criança não é capaz de fazê-lo sozinha, desta forma, aumentando as possibilidades de desenvolvimento de sua musculatura, autoconfiança e integração social.

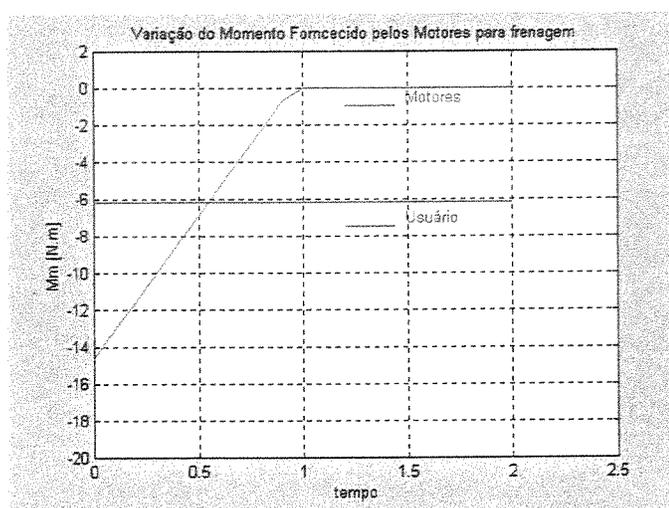


Figura 5.9 – Representação do comportamento dos momentos fornecido pelo usuário (Mu) e do momento fornecido pela cadeira de rodas (Mm) durante a frenagem de emergência.

5.5. Estratégia de controle

Para que o sistema servo-assistido possa atuar inicialmente deve-se conhecer a força que está sendo aplicada sobre o aro de acionamento da cadeira de rodas, ou seja, neste ponto necessita-se de um circuito amplificador de sinal para leitura da mili-vontagem da ponte extensométrica, previamente calibrada, e correspondência dessa mili-vontagem em um torque, o qual está aplicado à roda.

Uma vez de posse do valor de torque que é aplicado pelo usuário sobre a roda da cadeira (Mu) pode-se então compará-lo com os limites estabelecidos para serem exercidos pela criança tanto no movimento à frente (Mmáx) quanto para o movimento para trás (Mmin). Essas etapas resultam em um valor de torque que é aquela parcela de torque necessário ao movimento da cadeira de rodas que deve ser fornecido pelos motores (Mm).

Como já mencionado as curvas realizadas pela cadeira de rodas só acontecem mediante uma diferença entre as velocidade das rodas propulsoras, o que implica em uma diferença no torque aplicado à estas, por esse motivo o controle deve ser realizado nas duas rodas independentemente, para que em nenhuma das mãos o usuário ultrapasse os limites pré-programados.

O diagrama de blocos a seguir figura (5.10) representa a estratégia de controle adotada para a cadeira de roda, observa-se que o diagrama possui linhas tracejadas e vermelhas que representam pontos de atenção no circuito de controle, pois são condições que podem levar o usuário a sofrer algum tipo de acidente.

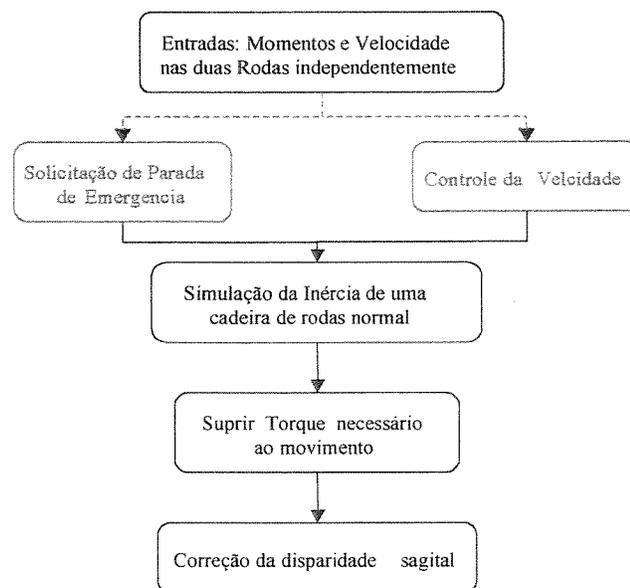


Figura (5.10) Diagrama de blocos do circuito de controle da cadeira de rodas.

5.6. Conclusões

Nestes capítulo são propostas algumas soluções construtivas para o sistema propulsor da cadeira de rodas. Uma foi modelada e simulada, e apresentou uma diminuição da força exercida pelo usuário e o que conseqüentemente representa uma diminuição de possíveis danos por LER.

Além disso foram levantadas considerações importantes para o controle da cadeira de rodas, visto que foram modeladas situações para simulação de inércia e também frenagens de emergência, além do acionamento dos motores, onde está contido a essência do sistema servo-assistido, sistema que não visa o suprimento de toda a força necessária ao movimento mas somente a parcela que excede às condições limites do condicionamento do usuário.

Por fim outra contribuição importante deste capítulo é a concepção de uma estratégia de controle representada na forma de diagrama de blocos, o qual servirá de base para o desenvolvimento de todo o controle necessário ao funcionamento do sistema servo-assistido.

Capítulo 6

Conclusões e Perspectivas Futuras

Tão importante quanto o desenvolvimento de um trabalho de engenharia esta dissertação preocupou-se com a solução de um problema social presente em nosso dia-a-dia, que é inclusão social de pessoas em condição de deficiência física, que como mostrado no decorrer do trabalho passa necessariamente pela sua capacidade de movimentar-se independentemente.

O desenvolvimento deste trabalho está baseado em trabalhos de pesquisadores na área de deficientes físicos, que possibilitou a busca de uma solução que venha suprir necessidades latentes, neste caso a mobilidade ligada à sua possibilidade de transpor as barreiras arquitetônicas sem que ocorra risco de lesões à sua musculatura, e não somente a proposição sem fundamento científico de uma solução aos seu problemas.

O sistema conceituado nesta dissertação apresentou grande potencial de sucesso, pois foi comprovado através de modelos, uma diminuição no nível de esforço necessário ao usuário para a realização do movimento desejado, o que diminui as possibilidade do usuário desenvolver LER pela utilização de uma cadeira de rodas servo-assitida. Sendo que esta modelagem dos membros superiores ainda pode ser usada ainda como parâmetro de avaliação de propostas de cadeira de rodas sem que seja necessário o uso de eletromiografia nos pacientes, técnicas que por vezes pode ser dolorosa e ao mesmo tempo

indicar configurações para que estas diminuam a carga de esforços sobre os membros superiores.

O conhecimento das condições de estabilidade e de dirigibilidade da cadeira de rodas foi de fundamental importância para que no futuro sistemas de controle inteligentes possam identificar situações de instabilidade e evitar que o usuário corra o risco de se acidentar. Neste ponto o controle é elemento fundamental, principalmente quando trata-se com crianças que não tem a exata consciência do perigo que correm ao tentar realizar algumas manobras.

Outra conclusão é a viabilidade técnica e econômica do desenvolvimento, haja visto, produtos similares lançados recentemente (Yamaha e Alber), que não foram encontrados antes do início desta dissertação.

Obviamente este trabalho não encerra-se com a defesa do mestrado, existem pontos que mostraram-se bastante interessantes para estudos futuros: novas simulações da propulsão em cadeira de rodas, o controle do sistema servo-assistido, programação em cartões das características do usuário, utilização da modelagem dos membros superiores para estudo de marcha.

No tocante à modelagem algumas simulações ainda podem ser realizadas em ciclos diferentes de acionamento, ou mesmo na interação da modelagem do acionamento da cadeira de rodas com o movimento global da mesma. As simulações dos diferentes ciclos de acionamento podem ser utilizadas como parâmetro de comparação de esforços e treinamento do usuário para uma maior eficiência na propulsão de sua cadeira de rodas.

Quanto à interação da modelagem do acionamento com o movimento global da cadeira de roda, é muito útil na análise de patologias dos membros superiores, como disparidade sagital, contrações involuntária, coordenação motora, e correção destas através do próprio controle da cadeira de rodas a fim que o movimento resultante seja exatamente

aquele que o usuário desejava, mas que devido à sua patologia não conseguia realizar a não ser com excessivo esforço.

O controle da cadeira de rodas é elemento de fundamental importância para o sucesso da proposta. Sua estratégia deve além de impedir que o usuário sofra acidentes, identificar e responder às suas necessidades de forma a estar sempre “aprendendo” com o usuário, ou seja, capaz de se adaptar às necessidades que surgem no dia-a-dia sem que seja necessário reprogramá-lo.

Surgiu a proposta de que as condições, ou variáveis, que seriam utilizadas pelo controle fossem armazenadas em um cartão, de forma que possa-se programá-lo off-line, possibilitando além de uma rápida atualização dos parâmetros, uma forma de exclusividade até no uso da cadeira de rodas. Pois sem que o cartão possua a informação correta outro usuário não poderia utilizar-se da cadeira de rodas. Mas além disso hospitais poderiam ter cadeiras como estas, onde seus pacientes só necessitariam utilizar o cartão para que o controle se adaptasse às suas necessidades.

Para concluir, pode-se afirmar este trabalho cumpriu seu objetivo e indicou muitas opções de trabalhos e novos desenvolvimentos relacionados à utilização de sistemas servo-assistido para cadeira de rodas.

Anexo 01

Caracterização e quantificação de pessoas em condição de deficiência no Brasil

Este anexo servirá para caracterização das principais deficiências abordadas pelo decreto Nº 3298 de 20 de Dezembro de 1999, e também a distribuição etária das deficiências segundo o censo de 1991, dados do IBGE.

Como já mencionado trás como contribuição importante a definição das características das pessoas portadoras de deficiência e também a definição de quais os tipos de limitações no tocante a integração social são consideradas pela lei para efeitos de benefícios e ações públicas para melhoria das condições de vida dos portadores destas limitações. Seguem agora as demais definições não citadas no capítulo 01:

“B. Deficiência sensorial: auditiva e visual

A deficiência auditiva inclui as disacusias leves, moderadas, severas e profundas. Implicam:

- ◆ perda moderada (25 - 50 d.b.): uso de prótese auditiva para dificuldade de audição funcional;
- ◆ perda severa (51 - 90 d.b.): uso de prótese auditiva para pequenas alterações na fala.
- ◆ perda profunda (acima de 91 d.b.): resíduos auditivos não-funcionais para audição; não há indicação de prótese auditiva; alterações maiores na linguagem e fala.

A deficiência visual é a perda ou redução de capacidade visual em ambos os olhos em caráter definitivo e que não possa ser melhorada ou corrigida com o uso de lentes e tratamento clínico ou cirúrgico. Entre os deficientes visuais tem-se os portadores de cegueira e os de visão sub-normal. Estas definições e limites variam nas classificações esportiva, legal e outras.

Além de agudeza visual e campo visual, considerados nestas classificações, outros fatores, tais como: fusão, visão cromática, adaptação ao claro e escuro e sensibilidade a contrastes, devem ser levadas em conta para avaliar a visão funcional.

C. Deficiência mental

A deficiência mental refere-se a padrões intelectuais reduzidos, apresentando comprometimentos de nível leve, moderado, severo ou profundo e inadequação no comportamento adaptativo, tanto maior quanto o grau do comprometimento (dificuldades cognitivas).

D. Deficiências múltiplas

As deficiências múltiplas referem-se à concomitância de duas ou mais deficiências, que se manifestam numa mesma pessoa.” (Brasil, 1989)

A seguir são apresentados os gráficos pertinentes a cada deficiência conforme o sexo e faixa etária segundo dados do censo de 1991 do IBGE. Os gráficos referentes a hemiplegia e paraplegia, não estão aqui representados, pois foram apresentados no capítulo 1.

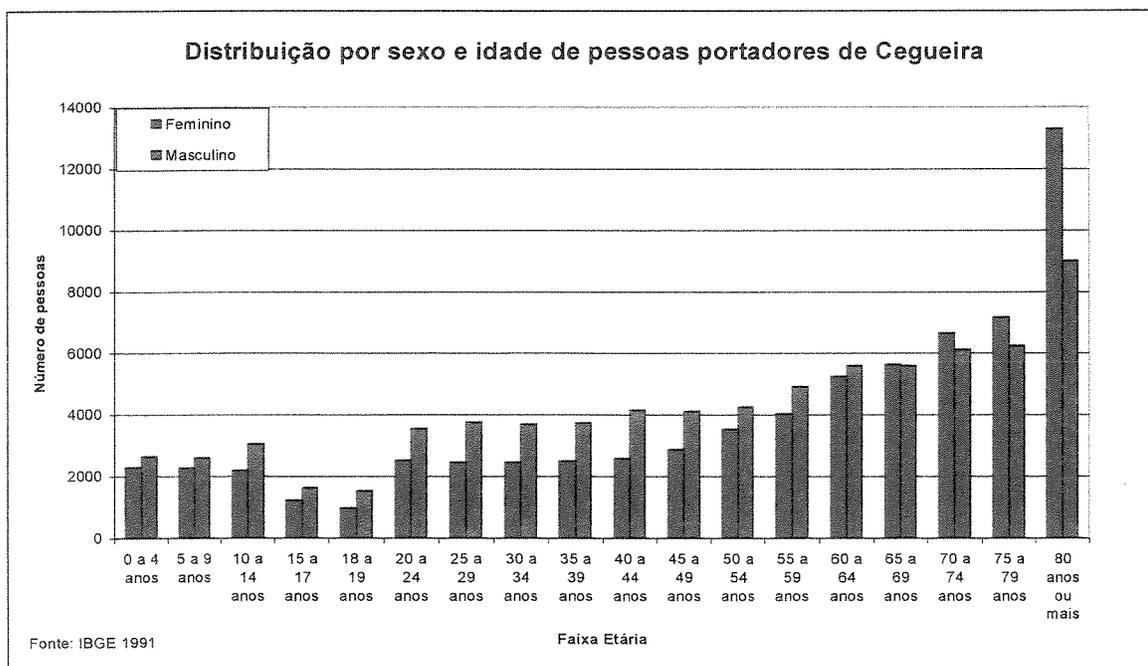


Figura A1.1 Distribuição etária da população portadora de cegueira no Brasil, Censo de 1991

Como pode-se observar pela figura A1.1 a cegueira embora é um tipo de deficiência que atinge principalmente as pessoas de mais idade, devido principalmente à doenças que surgem com o processo de envelhecimento, como catarata, glaucoma, etc. Pode-se observar que na faixa etária acima de 80 anos existe um número maior de mulheres devido principalmente ao fato destas terem uma expectativa de vida maior que os homens.

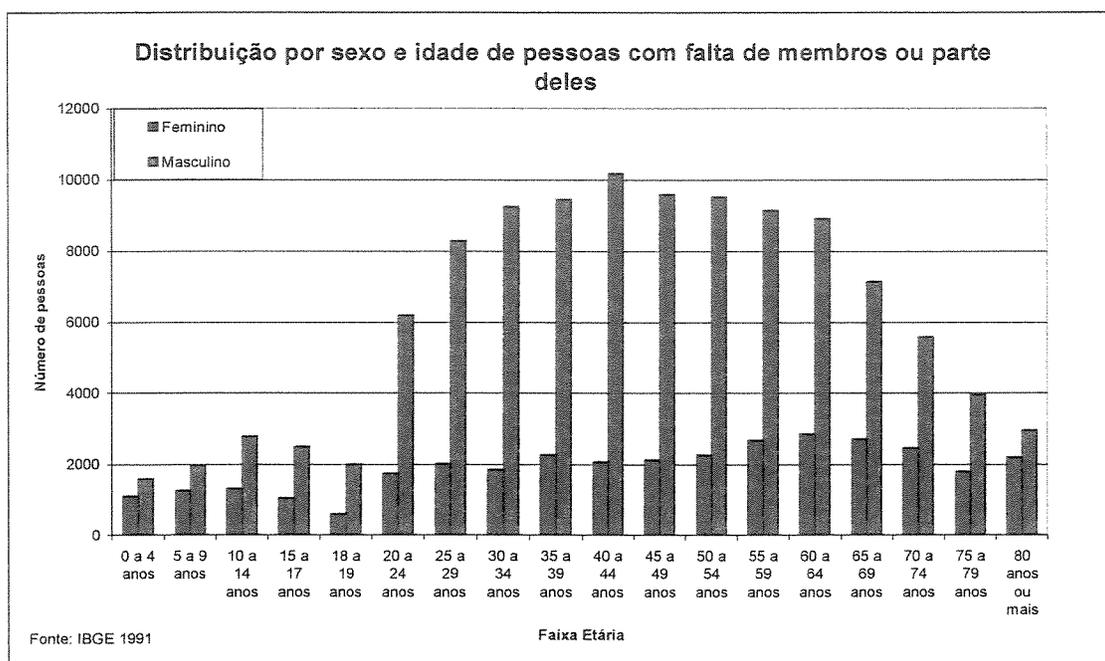


Figura A1.2 Distribuição etária da população com falta de membros ou parte deles no Brasil, Censo de 1991

Este é um tipo de deficiência onde a grande maioria são homens e está concentrada principalmente na faixa etária de pessoas economicamente ativas como pode ser observado na figura A1.2, não que isto signifique que a causa deste tipo de deficiência venha a ser o trabalho em ambiente perigosos, mas pode-se dizer baseado nos resultados apresentados que este fator é um dos principais na evolução deste tipo de deficiência.

Na figura A1.3 pode-se observar que este tipo de deficiência não segue nenhuma distribuição muito específica mas também caracteriza-se por apresentar-se na maioria dos casos

em pessoas do sexo masculino e por estar bastante presente em crianças de 0 à 17 anos, sendo que dos 10 aos 14 ocorre seu ponto máximo.

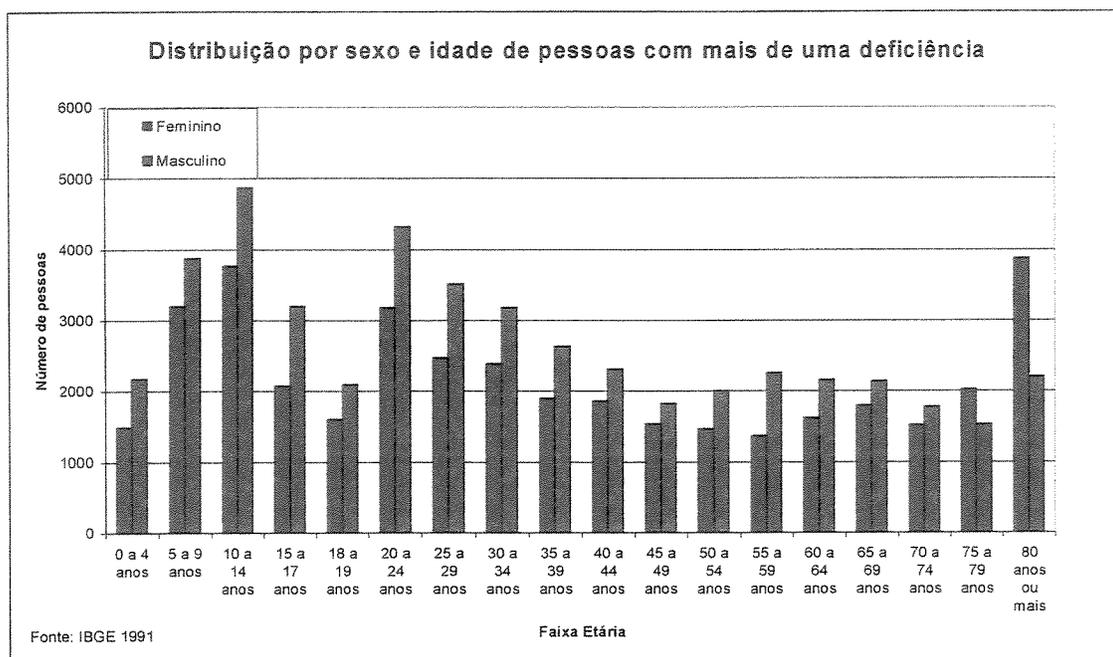


Figura A1.3 Distribuição etária da população com mais de uma deficiência no Brasil, Censo de 1991

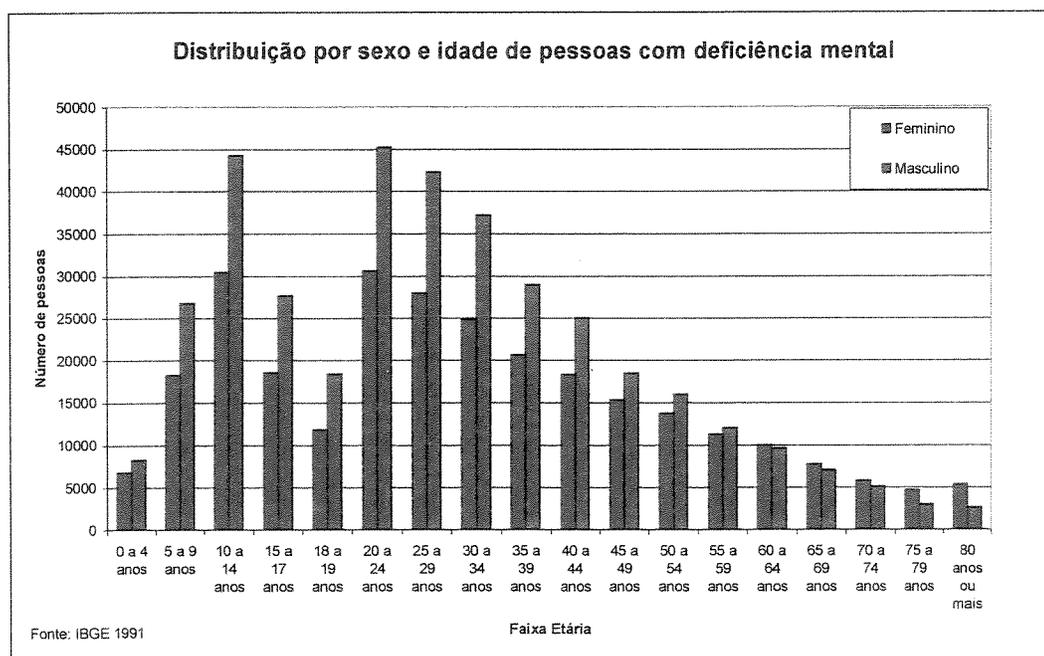


Figura A1.4 Distribuição etária da população com deficiência mental no Brasil, Censo de 1991

Esta deficiência apresenta decaimento quase que exponencial com a idade a partir de 20 anos, novamente pode-se notar que existem muitas faixas etária onde a maioria de pessoas acometidas com deficiência mental é na sua maioria homens como mostrado na figura A1.4. A deficiência mental atinge cerca de 39% do total de deficientes no Brasil

A surdez, figura A1.5, apresenta uma distribuição mais uniforme entre os sexos durante a maioria dos estágios de vida, porém novamente cresce com o envelhecimento por também ser uma doença com causas degenerativas.

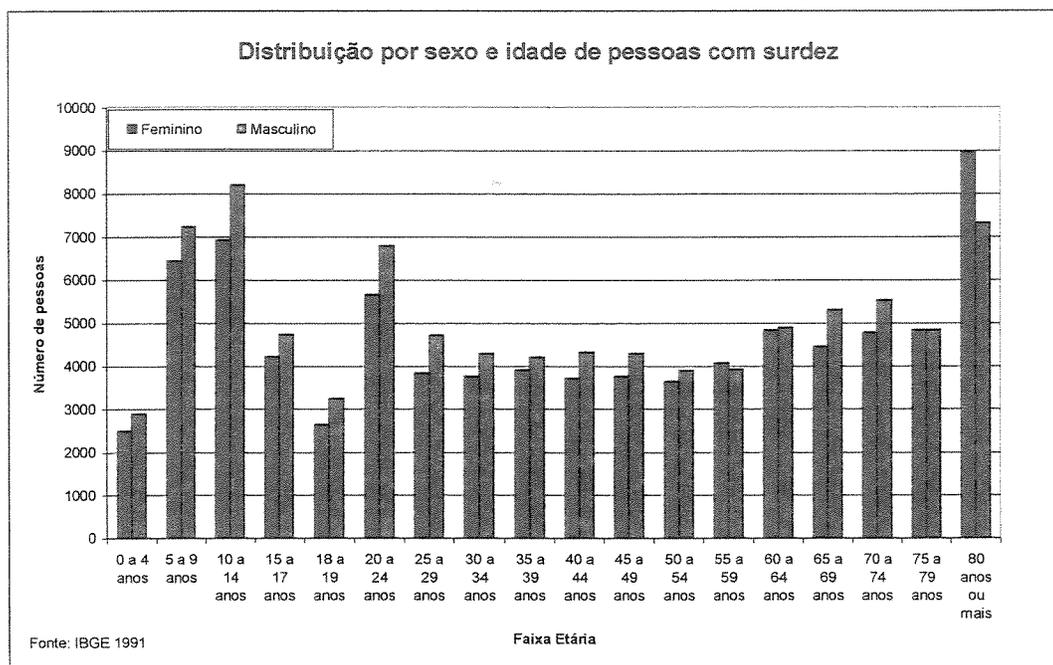


Figura A1.5 Distribuição etária da população com surdez no Brasil, Censo de 1991

A tetraplegia figura A1.6 tem atinge principalmente crianças de 5 à 14 anos, e um vale de 35 à 64 anos, onde novamente apresenta um crescimento.

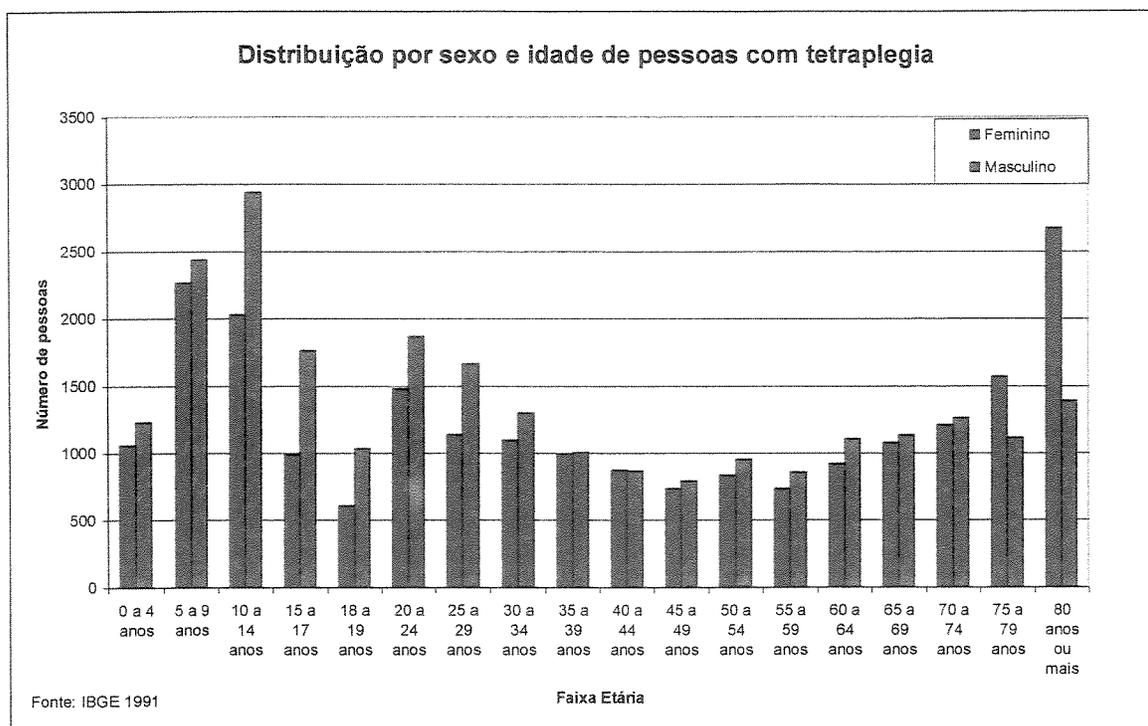


Figura A1.6 Distribuição etária da população com tetraplegia no Brasil, Censo de 1991.

A tetraplegia tem atingido principalmente crianças de 5 à 14 anos, e um vale de 35 à 64 anos, onde novamente apresenta um crescimento.

Anexo 02

Determinação das reações de apoio da cadeira de rodas e posição do C.G.

Este Anexo servirá para determinação das equações que representam a distribuição da força peso nas rodas dianteiras e traseiras da cadeira de rodas. Esta distribuição também será importante para a determinação da posição do centro de gravidade da cadeira de rodas (C.G.) em relação ao comprimento da mesma.

Será considerado a mesma distribuição de peso utilizada nos trabalhos de Huston (1982), Chang e Lee (1990) e Becker (1997), o que corresponde admitir que 60 % do peso da cadeira de rodas está situado sobre o eixo traseiro e 40 % sobre o eixo dianteiro, como representado na figura A2.1

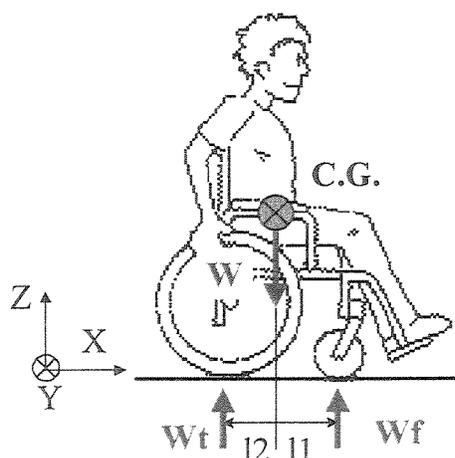


Figura A2.1 – Representação da distribuição de peso da cadeira de rodas.

O peso está aplicado no C.G. da cadeira de rodas, desta forma as distâncias l_1 e l_2 corresponde a distância do C.G. até o eixo dianteira e eixo traseiro, respectivamente. Adotando a variável L como sendo a distância entre os eixos traseiro e dianteiro, então:

$$l_1 + l_2 = L \quad (\text{A2.1})$$

Expressando matematicamente o valor dos pesos nos eixos dianteiro e traseiro tem-se:

$$W_F = 0,4 . m . g \quad (\text{A2.2})$$

$$W_T = 0,6 . m . g \quad (\text{A2.3})$$

Realizando o somatório de momentos em relação ao C.G. da cadeira de rodas tem-se:

$$\sum M_z = -W_F . l_1 + W_T . l_2 = 0 \quad (\text{A2.4})$$

substituindo-se os valores de W_F e W_T tem-se:

$$- 0,4 . m . g . l_1 + 0,6 . m . g . l_2 = 0 \quad (\text{A2.5})$$

Resolvendo o sistema formado pelas equações (A2.1) e (A2.5) tem-se

$$l_1 = 0,6 . L \quad (\text{A2.6})$$

e

$$l_2 = 0,4 . L \quad (\text{A2.7})$$

Desta forma pode-se concluir que o C.G. da cadeira de rodas está mais próximo do eixo traseiro que do eixo dianteiro da cadeira de rodas. Da mesma forma pode-se escrever os pesos W_F e W_T em cada roda em função da posição do C.G. da cadeira de rodas utilizando-se as equações:

$$W_F = \frac{m \cdot g \cdot l_2}{L} \quad (\text{A2.8})$$

$$W_T = \frac{m \cdot g \cdot l_1}{L} \quad (\text{A2.9})$$

Obviamente a cadeira será considerado simétrica na distribuição de massa na direção transversal (Y), desta forma o peso em cada roda dianteira e traseira respectivamente, W_f e W_t , pode ser representado como:

$$W_f = \frac{m \cdot g \cdot l_2}{2 \cdot L} \quad (\text{A2.8})$$

$$W_t = \frac{m \cdot g \cdot l_1}{2 \cdot L} \quad (\text{A2.9})$$

Devido à simetria no na direção transversal (Y), pode-se concluir que o C.G. da cadeira de rodas estará na metade do da largura da cadeira de rodas (b). Já para altura do C.G. (h) devido sua difícil determinação em função da variar com a altura e distribuição de massa do corpo do indivíduo esta será assumida para efeitos de simulação igual à 0,7 m.

Anexo 03

Considerações sobre Antropometria

A antropometria é a disciplina que trata das medidas físicas do corpo humana, já a biomecânica estuda as interações entre o homem e o trabalho realizado sob o ponto de vista dos movimento músculo-esqueléticos envolvidos e suas conseqüências. (Lida,2000)

Neste trabalho foram utilizados os seguintes dados antropométricos, devido a escassez de divulgação de dados referentes à criança dentro dos estudos brasileiros em antropometria, um resumo dos dados encontrados no trabalho de Taylor e Francis (1986).

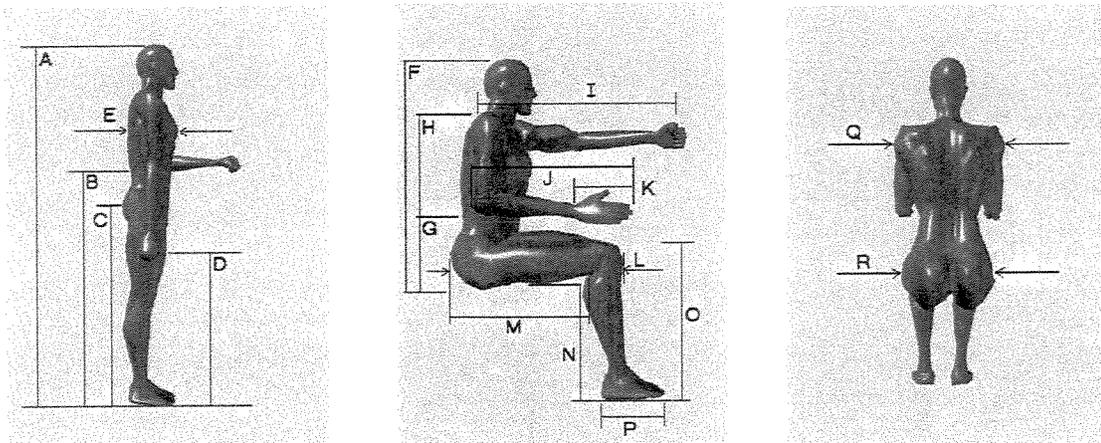


Figura (A3.1) Figura com a representação das grandezas antropométricas encontradas no trabalho de Taylor e Francis (1986).

A tabela (A3.1) a seguir representa os valores das grandezas antropométricas para crianças de 2 a 12 anos de idade são referentes à crianças e adultos britânicos, sendo apresentados os dados para os percentis 5-50-90 para meninos (B) e meninas (G) além do desvio padrão destas medidas Bsd e Gsd.

Tabela A3.1 Resumos das grandezas antropométricas do trabalho de Taylor e Francis (1996)

A) Estatura: Altura na posição ereta (mm)									B) Altura do cotovelo: Altura do solo até a base do cotovelo na posição ereta (mm)								
Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd	Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	850	930	1010	825	890	955	49	40	2	495	555	615	480	530	580	36	30
3	910	990	1070	895	970	1045	48	46	3	535	595	655	520	580	640	35	35
4	975	1050	1125	965	1050	1135	47	52	4	580	635	690	565	630	695	34	40
5	1025	1110	1195	1015	1100	1185	52	53	5	605	670	735	595	660	725	39	41
6	1070	1170	1270	1070	1160	1250	60	56	6	635	705	775	625	695	765	44	43
7	1140	1230	1320	1125	1220	1315	56	59	7	680	745	810	665	735	805	40	42
8	1180	1280	1380	1185	1280	1375	60	59	8	705	780	855	705	775	845	45	42
9	1225	1330	1435	1220	1330	1440	63	68	9	740	820	900	720	845	910	50	57
10	1290	1390	1490	1270	1390	1510	61	72	10	770	860	950	765	860	955	55	57
11	1325	1430	1535	1310	1440	1570	65	79	11	795	890	985	800	890	980	57	56
12	1360	1490	1620	1370	1500	1630	78	79	12	840	930	1020	840	940	1040	55	60
Adulto	1625	1740	1855	1505	1610	1710	70	62	Adulto	1005	1090	1180	930	1005	1085	52	46

C) Altura do quadril: Altura do solo até o centro do quadril na posição ereta (mm)									D) Juntas dos dedos: Altura do solo até a junção dos dedos com a mão quando o braço está relaxado (mm)								
Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd	Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	360	420	480	365	415	465	37	30	2	340	385	430	335	375	415	26	25
3	400	460	520	405	460	515	35	33	3	365	410	455	360	410	460	26	29
4	445	500	555	445	505	565	33	36	4	390	435	480	390	445	500	26	33
5	490	550	610	490	540	590	36	31	5	405	455	505	410	465	520	29	34
6	520	595	670	520	575	630	45	32	6	425	480	535	430	490	550	33	36
7	570	635	700	555	615	675	39	35	7	460	510	560	465	525	585	31	37
8	605	665	725	585	650	715	35	38	8	480	535	590	495	555	615	32	37
9	635	700	765	610	690	770	40	48	9	505	565	625	530	590	650	36	37
10	660	735	810	650	730	810	46	50	10	540	595	650	555	615	675	33	36
11	685	765	845	670	750	830	50	48	11	560	620	680	575	645	715	35	42
12	720	805	890	705	780	855	53	47	12	580	645	710	590	665	740	40	46
Adulto	840	920	1000	740	810	885	50	43	Adulto	690	755	825	660	720	780	41	36

E) Profundidade do busto: Distância máxima das costas até o busto (mm)									F) Altura sentado: Altura a base do assento até o topo da cabeça (mm)								
Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd	Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	100	120	140	100	115	130	12	10	2	505	545	585	485	520	555	24	21
3	105	125	145	105	120	140	12	12	3	530	570	610	515	555	595	25	25
4	110	130	150	110	130	150	12	13	4	550	595	640	540	590	640	26	29
5	110	135	160	110	135	155	14	14	5	575	620	665	560	610	660	28	29
6	110	140	170	110	140	170	19	18	6	585	640	695	585	635	685	32	31
7	110	145	180	110	145	180	20	21	7	615	665	715	610	660	710	30	31
8	115	150	185	120	150	180	20	20	8	630	680	730	640	685	730	31	28
9	120	155	190	115	155	195	22	24	9	650	700	750	645	700	755	31	33
10	120	165	210	115	165	215	26	31	10	670	725	780	665	725	785	32	36
11	130	170	210	115	175	240	24	38	11	685	740	795	680	745	810	34	41
12	135	175	215	135	190	240	24	33	12	700	765	830	700	775	850	39	45
Adulto	215	250	285	210	250	295	22	27	Adulto	850	910	965	795	850	910	36	35

G) Altura do cotovelo (sentado): Altura do assento até cotovelo na posição sentada (mm)

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	105	140	175	105	130	155	20	15
3	115	150	185	110	140	170	20	17
4	125	160	195	120	150	180	20	19
5	130	165	200	125	155	185	22	19
6	130	170	210	125	160	195	25	21
7	140	175	210	140	170	200	20	19
8	145	180	215	145	175	205	21	19
9	150	190	230	140	180	220	24	25
10	160	195	230	150	190	230	21	25
11	160	200	240	155	200	245	24	26
12	160	205	250	155	205	255	27	31
Adulto	195	245	295	185	235	280	31	29

H) Comprimento ombro-cotovelo: Distância do topo do ombro até o cotovelo com o braço na posição flexionada (mm)

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	160	185	205	160	175	190	13	10
3	175	195	220	175	195	215	13	12
4	190	210	230	185	210	235	13	14
5	205	225	250	200	220	245	14	13
6	215	240	265	215	235	255	16	13
7	230	255	280	225	250	275	15	15
8	240	265	290	240	260	285	15	14
9	250	275	305	245	275	300	16	17
10	265	290	315	260	290	320	16	18
11	270	300	325	265	300	330	16	20
12	280	310	340	280	315	345	18	20
Adulto	330	365	395	300	330	360	20	17

I) Comprimento ombro-punho: Comprimento das partes traseira do ombro até o centro do punho (braço estendido) (mm)

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	295	340	390	270	315	360	28	27
3	320	365	410	295	345	395	27	31
4	340	385	430	315	370	430	26	35
5	355	405	450	335	390	450	29	35
6	370	425	480	350	415	475	34	38
7	400	450	505	380	435	495	32	34
8	425	475	525	405	465	520	30	35
9	435	490	545	405	480	555	33	45
10	445	515	580	420	495	565	42	44
11	460	530	600	455	530	605	43	46
12	490	560	625	465	555	640	41	52
Adulto	610	665	715	555	600	650	32	29

J) Comprimento cotovelo-ponta dos dedos: Comprimento do cotovelo até a ponta dos dedos (mm)

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	215	245	275	210	235	260	17	14
3	235	260	285	230	255	280	16	16
4	250	275	300	245	275	305	15	18
5	265	295	325	260	290	320	17	17
6	275	310	345	275	305	335	21	18
7	295	325	355	290	320	350	19	18
8	310	340	370	305	335	365	19	19
9	320	355	390	310	350	390	21	23
10	335	370	405	330	370	410	22	25
11	350	385	420	340	385	430	22	28
12	360	400	440	355	400	445	25	27
Adulto	440	475	510	400	430	460	21	19

K) Comprimento da mão: Comprimento da base do punho até a ponta dos dedos (mm)

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	90	105	120	90	100	110	8	6
3	95	110	125	100	110	120	8	7
4	100	115	130	105	120	135	8	8
5	110	125	140	105	120	135	9	8
6	115	130	145	110	125	140	10	8
7	120	135	150	120	135	150	9	8
8	125	140	155	125	140	155	9	8
9	130	145	160	130	145	160	9	10
10	135	150	165	135	150	165	9	10
11	140	155	170	135	155	175	10	11
12	150	165	180	145	165	185	10	11
Adulto	175	190	205	160	175	190	10	9

L) Comprimento nádegas-jelho: Comprimento das nádegas até o lado externo do joelho na posição sentada (mm)

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	245	275	305	250	280	310	19	17
3	270	300	330	270	305	340	19	20
4	290	325	355	290	330	370	19	23
5	310	345	380	310	350	390	21	23
6	330	370	410	330	370	410	25	25
7	355	395	435	355	400	445	24	26
8	375	415	455	375	420	465	25	26
9	395	440	485	395	445	495	26	30
10	415	460	505	415	470	525	27	32
11	435	480	525	430	490	550	28	37
12	445	500	555	450	510	570	32	36
Adulto	540	595	645	520	570	620	31	30

M) Comprimento nádegas-perna: Comprimento das nádegas até a parte anterior do joelho na posição sentada (mm)

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	210	235	260	185	245	305	16	26
3	225	250	275	215	260	305	16	26
4	240	265	290	250	275	300	16	16
5	250	280	310	265	295	325	17	19
6	270	305	340	275	310	345	21	20
7	280	325	370	290	335	380	27	27
8	305	340	375	310	355	400	22	27
9	325	365	405	330	380	430	25	31
10	340	380	420	350	400	450	25	29
11	345	395	445	365	410	455	30	26
12	375	415	455	380	435	490	23	33
Adulto	440	495	550	435	480	530	32	30

N) Altura da perna: Altura do chão até a parte inferior da coxa na posição sentada (mm)

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	155	205	255	170	205	240	29	20
3	195	230	265	200	230	260	21	17
4	235	255	275	230	255	280	13	14
5	240	270	300	245	270	295	18	16
6	260	295	330	265	290	315	22	16
7	285	315	345	275	310	345	19	21
8	295	325	355	295	330	365	18	20
9	300	340	380	300	340	380	23	24
10	330	360	390	325	365	405	19	25
11	330	375	420	335	375	415	26	24
12	350	390	430	345	385	425	23	24
Adulto	395	440	490	355	400	445	29	27

O) Altura do joelho: Altura do chão até o topo do joelho na posição sentada (mm)

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	235	270	305	230	260	290	20	17
3	255	290	325	250	285	320	20	20
4	275	310	345	270	310	350	20	23
5	300	335	370	295	330	365	22	21
6	320	360	400	320	355	390	25	21
7	340	380	420	335	375	415	25	23
8	360	400	440	355	395	435	25	24
9	375	420	465	375	420	465	27	27
10	395	440	485	395	440	485	26	28
11	420	460	500	405	455	505	25	30
12	430	480	530	420	470	520	30	29
Adulto	490	545	595	455	500	540	32	27

P) Comprimento dos pés: Comprimento da parte posterior dos pés até a ponta dos dedos

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	130	145	160	130	145	160	10	9
3	140	155	170	140	155	170	10	10
4	150	165	180	145	165	185	10	11
5	155	175	195	155	170	185	11	10
6	165	185	205	160	180	200	13	11
7	175	195	215	170	190	210	11	12
8	180	200	220	180	200	220	12	12
9	185	210	235	185	210	235	14	14
10	195	220	245	190	215	240	14	14
11	205	225	245	195	220	245	13	14
12	215	235	255	205	230	255	13	14
Adulto	240	265	285	215	235	255	14	12

Q) Largura dos ombros: Largura máxima horizontal dos ombros (mm)

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	215	245	275	210	235	260	17	14
3	230	255	280	225	250	275	16	15
4	240	265	290	240	265	290	15	16
5	245	275	305	245	270	295	17	16
6	245	285	325	250	285	320	23	20
7	265	300	335	255	295	335	22	24
8	275	310	345	270	310	350	21	24
9	280	320	360	285	320	355	23	20
10	290	335	380	280	330	380	27	31
11	300	345	390	285	340	395	26	34
12	315	355	395	305	355	405	25	29
Adulto	420	465	510	355	395	435	28	24

R) Largura do quadril: Largura horizontal máxima dos quadris na posição sentada (mm)

Idade	B5	B50	B95	G5	G50	G95	Bsd	Gsd
2	170	190	210	165	185	205	13	11
3	175	195	215	175	195	215	13	13
4	180	200	220	180	205	230	13	15
5	185	210	235	185	210	235	15	16
6	185	215	250	190	220	250	21	19
7	190	225	260	195	235	275	21	23
8	200	235	270	205	245	285	20	23
9	205	245	285	210	255	300	24	27
10	215	260	305	215	265	315	28	30
11	220	265	310	225	280	335	27	34
12	230	275	320	235	295	355	26	35
Adulto	310	360	405	310	370	435	29	38

Outra forma bastante comum de determinar-se os parâmetros antropométricos de um usuário se a necessidade de fazer todas as medidas, mas obviamente o uso de equações matemáticas só é recomendado para uma primeira estimativa, mas às vezes é mais do que suficiente para um estudo, recomendando-se sempre que necessário a construção de equipamentos sob medida, como é o caso de próteses, assentos para automóveis (usuários deficientes), etc. A seguir são apresentadas duas figuras (A3.2 e A3.3) que representam estas equações estatísticas fornecidas em Lida (2000).

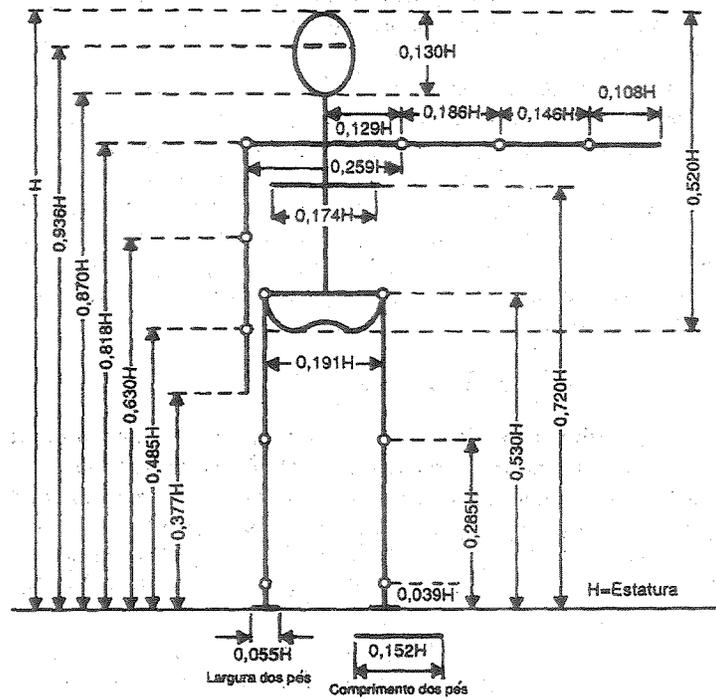


Figura (A3.2) – Modelo antropométrico humano baseado em equações de correlação estatísticas Iida (2000)

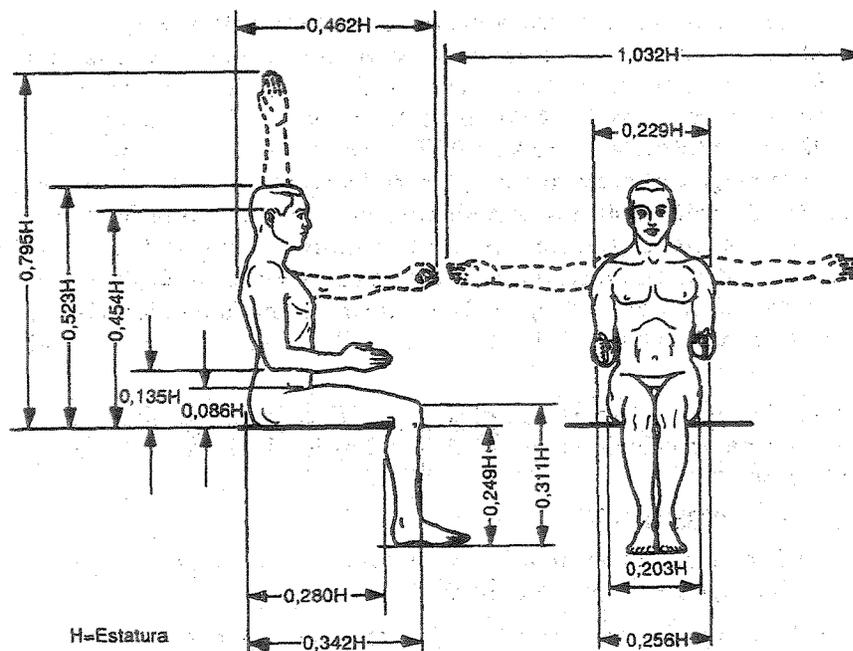


Figura (A3.3) – Modelo antropométrico humano baseado em equações de correlação estatísticas Iida (2000).

Existe ainda a necessidade de para algumas simulações determinar-se a massa de cada segmento do corpo, ou no caso deste trabalho dos segmentos braço, ante-braço e pulso, novamente depara-se com a insuficiência de dados disponíveis ao público. Resta a utilização de equações e/ou relações com outras grandezas conhecidas para a determinação desta variável.

Tendo sido exposto isto utilizou-se a tabela (A3.2) que contém as relações entre a altura do indivíduo com o comprimento dos membros e a massa de cada membro relacionada com o peso do indivíduo, estes dados foram utilizados nas simulações apresentadas no decorrer deste trabalho quando necessário

Tabela A3.2 Relações de peso e comprimento de segmentos do corpo humano com a altura e o peso do indivíduo. (Hall,2000)

Segmento do Corpo	% do comprimento (para homens)	% do peso (para homens)	% do comprimento (para mulheres)	% do peso (para mulheres)
Cabeça e Pescoço	10.75	8.26	10.75	8.20
Tronco	30.00	46.84	29.00	45.00
Braço	17.20	3.25	17.30	2.90
Ante-Braço	15.70	1.87	16.00	1.57
Mão	5.75	0.65	5.75	0.50
Coxa	23.20	10.50	24.90	11.75
Perna	24.70	4.75	25.70	5.35
Pés	4.25	1.43	4.25	1.33

Fonte: Hall, 2000

Outra grande problema enfrentado pelos usuários de cadeiras de rodas sejam elas manuais ou não é a abertura de portas, que segundo a norma ABNT 9050 deve ter vão livre de no mínimo 0.8 m e regulada para abrir completamente. A norma além disso ainda menciona como devem ser as portas.

A figura (A3.4) a seguir demonstra como deve ser a configuração das portas, mas também serve para demonstrar a dificuldade mesmo nesta situação para que o usuário consiga abri-la.

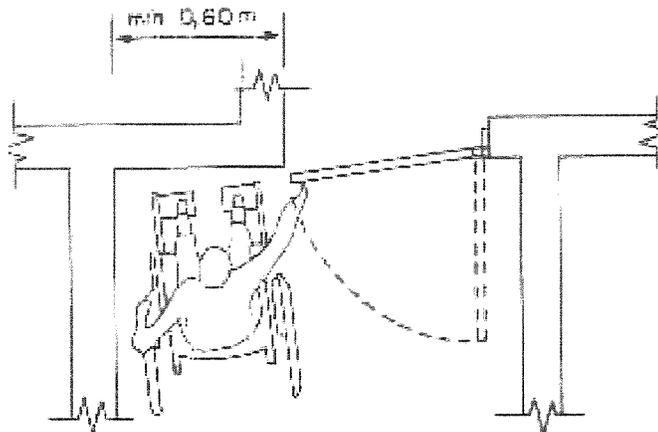


Figura (A3.4) – Recomendação para dimensionamento do vão livre das portas segundo ABNT 9050.

Zonas de alcance preferenciais para usuários de cadeiras de rodas

A seguir são apresentadas figuras (A3.5 e A3.6) com as zonas de alcance preferencias para usuários de cadeiras de rodas para o plano transversal superior e frontal respectivamente, estas definições são importantes porque delimitam os espaço onde devem ser colocados os objetos e demais mecanismos que devam se acionados pelo usuário.

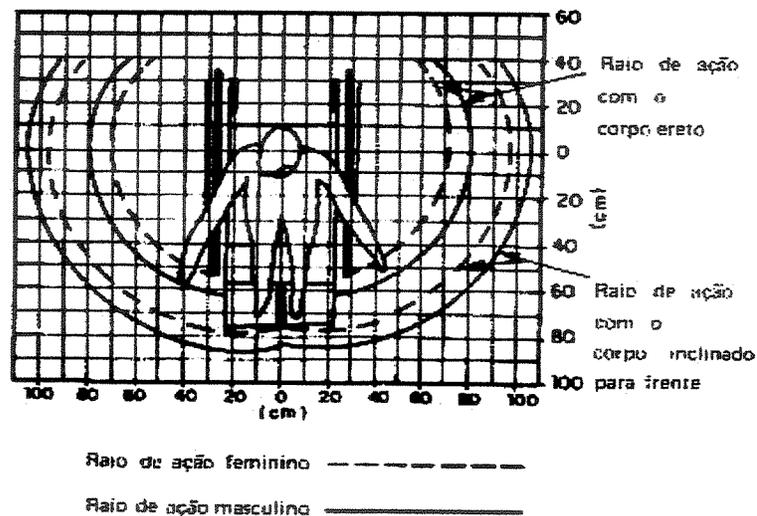


Figura (A3.5) – Zona de alcance preferencial no plano transversal superior segundo ABNT 9050

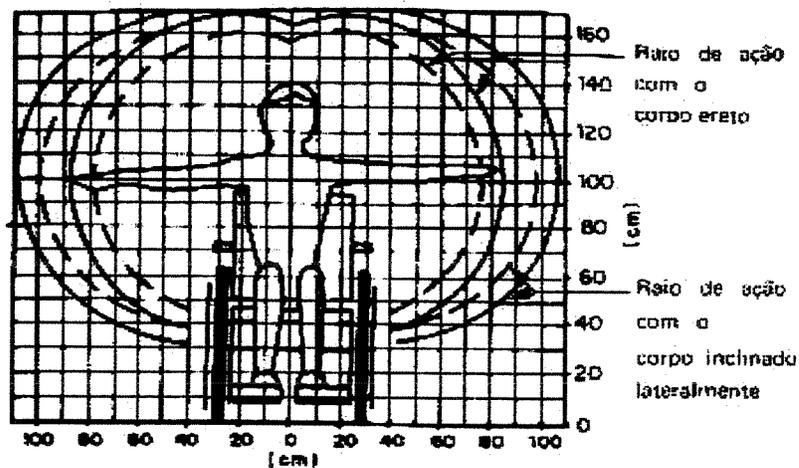


Figura (A3.6) – Zona de alcance preferencial no plano frontal segundo ABNT 9050

Cita-se ainda como fonte de referência o trabalho de Jaroz (1996), que não será comentado neste texto por se tratar de um estudo feito com uma população americana que como sabe-se diferencia em muito dos valores antropométricos da população brasileira.

Anexo 04

Considerações sobre o dimensionamento das engrenagens

Considerando os necessidade apresentadas no capítulo 5 pode-se calcular o primeiro dimensionamento do sistema motor para o sistema servo-assistido conforme é mostrado a seguir.

Um motor que atende à especificações acima é o motor do fabricante Bosch ®, motor do tipo CHP desenvolvendo uma potência de 9 W com uma rotação de aproximadamente 23 rpm e um torque de 7,5 N*m.

Lembrando-se que a potência mencionada é necessária para que sistema motor mova sozinho a cadeira de rodas em uma rampa com inclinação de 7,125 ° à uma velocidade linear de 0,5 m/s, o que corresponde à uma velocidade angular da roda, ω , igual à 1,97 rad/s.

Logo as relações de velocidades são representadas substituindo no sistema (5.4):

$$\begin{aligned} 1,97 &= \frac{2 \cdot N_p}{N_r} \cdot 2,41 \\ A_c &= \frac{N_p}{N_c} \cdot 2,41 \end{aligned} \tag{A4.1}$$

Da primeira relação assumindo-se N_p (numero de dentes da engrenagem planeta) igual à 40 então N_r (número de dentes do anel externo) é igual à 98 dentes. Para a rotação do suporte das

engrenagens (R_c) não precisa ter um valor específico portanto foi assumido um valor de R_c , visto que é apenas a rotação do suporte dos planetas:

$$R_c = R_s + R_p \quad (A4.2)$$

Determinou-se as dimensões da engrenagem dos planetas (ou seja, da engrenagem que está acoplada ao motores) utilizando-se dos seguintes dados: relação de velocidades 0,41; ângulo de hélice da engrenagem, 20 °; número de dentes da engrenagem, 20; potência de transmissão 9 W; velocidade de rotação 23 rpm e tensão limite do material alumínio A91100-O , 34,5 MPa (Shigley, 1981) e um fator de segurança de 3 . Resultando em uma engrenagem de módulo transversal igual à 1,25 mm e largura do dentes (l_d) igual à 18,1 mm.

Pela equação $dp = n.mn$ (A4.3) onde n é número de dentes da engrenagem e mn é o módulo normal da mesma sendo, $mn = m / \cos(\varphi)$ (A4.4), onde φ é o ângulo de hélice da engrenagem. Resultando em um diâmetro D_p igual à 53,2 mm

Tendo determinado as características geométricas das engrenagens planetárias pode-se determinar o momento de inércia das mesmas. O volume da engrenagem planetária (V_p) é definido como:

$$V_p = \frac{\pi \cdot D_p^2 \cdot l_d}{4} \quad (A4.5), \text{ substituindo os valores tem-se: } V_p = 4,02 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3. \text{ Assumido a}$$

densidade do alumínio (ρ_{Al}) como 2790 kg/ m³, tem-se a massa de cada engrenagem planetária (m_p) como sendo 0,112 Kg.

Substituindo o valor de m_p na equação (5.6) tem-se a como valor para o momento de inércia de cada engrenagem planetária $J_p = 0,0001 \text{ Kg.m}^2$

Uma vez definida engrenagem dos planetas pela relação anterior (A4.1) defini-se a engrenagem do anel externo como tendo 98 dentes (engrenagem interna), módulo transversal m igual 1,25 mm, largura do dente igual à 18.1 mm e consequentemente diâmetro Dr igual à 130,4 mm. Assumindo que a espessura do anel da engrenagem (dr) é igual á largura da mesma. Deve-se observar que Dr é menor que o raio da roda ($R_{roda} = 508$ mm), portanto o planetário pode ser montado no interior da mesma.

Tendo determinado as características geométricas das engrenagens externa pode-se determinar o momento de inércia. O volume da engrenagem externa (V_r) é definido como:

$$V_r = \frac{\pi \cdot dr^2 \cdot ld}{4} \text{ (A4.6), substituindo os valores tem-se: } V_r = 4,66 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3. \text{ Assumido a}$$

densidade do alumínio (ρ_{Al}) como 2790 kg/ m³, tem-se a massa da engrenagem externa (m_r) como sendo 0,013 Kg.

Substituindo o valor de m_r na equação (5.6) tem-se a como valor para o momento de inércia de cada engrenagem externa $J_r = 0,0001 \text{ Kg.m}^2$.

O momento de inércia definido anteriormente para externa deve ser acrescido do momento de inércia da roda das cadeira de rodas uma vez que esta também gira com a mesma velocidade angular desta. Uma roda comercial de cadeira de rodas pesa aproximadamente 2 kg e possui um raio de 0,254 m, logo aplicando-se a equação (5.6) tem ser um momento J_{roda} igual à 0,0645 Kg.m². Desta forma nas simulações será aplicado $J_r = 0,0646 \text{ Kg.m}^2$.

Tendo definido as dimensões do anel externo e dos planetas pela figura (5.2) sabe-se que a engrenagem Sol, deve obedecer à seguinte relação:

$$Ds + 2 \cdot Dp = Dr \tag{5.18}$$

Sendo D_s (diâmetro da engrenagem Sol), D_p (diâmetro das engrenagens planetárias) e D_r (diâmetro do anel externo), Assim D_s deve ser igual à 24 mm.

Tendo determinado as características geométricas das engrenagens central pode-se determinar o momento de inércia. O volume da engrenagem central (V_c) é definido como:

$$V_s = \frac{\pi \cdot D_s^2 \cdot J_d}{4} \quad (\text{A4.7}), \text{ substituindo os valores tem-se: } V_s = 8,19 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3. \text{ Assumido a}$$

densidade do alumínio (ρ_{Al}) como 2790 kg/ m³, tem-se a massa da engrenagem central (m_s) como sendo 0,023 Kg.

Substituindo o valor de m_s na equação (5.6) tem-se a como valor para o momento de inércia de cada engrenagem planetária $J_s = 3,3 \cdot 10^{-6} \text{ Kg.m}^2$

Utilizando-se da equação (A4.2) tem-se que R_c deve ser igual à 38,6 mm, mas este ainda deve ser dimensionado, para tanto foi considerado a seguinte configuração dos braço do suporte dos planetas para o dimensionamento:

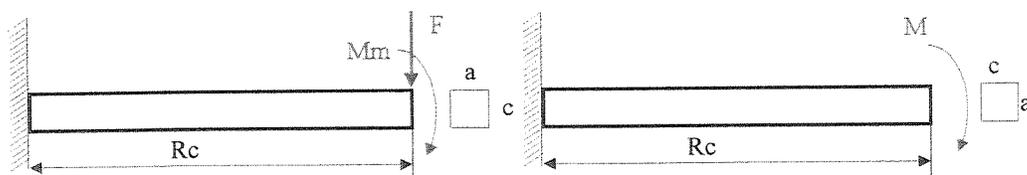


Figura (A4.1) – Modelagem do suporte dos planetas

Sendo R_c , o comprimento de cada braço como representado na figura (A4.1), a largura do suporte e c a espessura do mesmo, Além disso devem ser definidos as seguinte forças externas F_e , o peso do motor, M_m , o momento gerado pelo peso do motor no suporte e M o torque gerado pelo motor quando acionado.

Para o primeiro caso mostrado na figura (5.1) tem-se a seguinte solução:

Assumindo que a massa do motor seja de 0,250 kg , logo $F_e = 2,45$ N. Do catálogo tem-se que o comprimento do motor (l_{motor}) é 0,143m logo $Mm = l_{motor} \cdot F_e$, desta forma Mm assume o valor de 0,175 N.m.

Carregamento: $q = 0$

Condições de contorno:

$$V_y(0) = ? \quad V_y(R_c) = F_e$$

$$M_z(0) = ? \quad M_z(R_c) = Mm$$

$$R_c = 0,0386 \text{ m}$$

A equação do momento fletor é:

$$\frac{d^2 M_z(x)}{dx^2} = q(x) \tag{A4.8}$$

onde x representa o comprimento da barra assumindo valor máximo igual à R_c

integrando-se pela primeira vez tem-se

$$V_y(x) = C_1 \tag{A4.9}$$

integrando-se pela segunda vez tem-se

$$M_z(x) = C_1 \cdot x + C_2 \tag{A4.10}$$

Aplicando-se as condições de contorno:

$$V_y(x) = F_e \Rightarrow V_y(x) = 2,45 \tag{A4.11}$$

$$M_z(x) = F_e \cdot x + (Mm - F_e \cdot R_c) \Rightarrow M_z(x) = 2,45 \cdot x + 0,0804, \tag{A4.12}$$

Logo o valor máximo do momento fletor é $M_z = 0,175$ N.m

A tensão é dada pela equação:

$$\sigma_{xx} = -\frac{M_z}{I_{zz}} \cdot y \tag{A4.13}$$

assumindo valor máximo quando

$$y_{\max} = c/2 \quad (\text{A4.14})$$

O momento de inércia planar da secção para esta configuração da geometria é

$$I_{zz} = a \cdot c^3 / 12 \quad (\text{A4.15})$$

Considerando um aço com tensão de escoamento = $430 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2$ (material aço 070M20 – Shigley, 1981) e coeficiente de segurança (n) igual à 2,0

$$\text{Tensão admissível } \sigma_{\text{xx}} = 215 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2$$

Substituindo as variáveis nas equações (A4.13 e A4.15) e organizando-se os termos tem-se:

$$a \cdot c^2 = 4,88 \cdot 10^{-9} \quad (\text{A4.16})$$

Para o segundo caso mostrado na figura (5.4) tem-se a seguinte solução:

Carregamento: $q = 0$

Condições de contorno

$$V_y(0) = ? \quad V_y(R_c) = 0$$

$$M_z(0) = ? \quad M_z(R_c) = M_z$$

Onde M_z é igual ao torque do motor 7,5 N.m

$$R_c = 0,0386 \text{ m}$$

A equação do momento fletor é:

$$\frac{d^2 M_z(x)}{dx^2} = q(x) \quad (\text{A4.17})$$

onde x representa o comprimento da barra assumindo valor máximo igual à R_c

integrando-se pela primeira vez tem-se

$$V_y(x) = C_1 \quad (A4.18)$$

integrando-se pela segunda vez tem-se

$$M_z(x) = C_1 * x + C_2 \quad (A4.19)$$

Aplicando-se as condições de contorno:

$$V_y(R_c) = C_1 \Rightarrow V_y(R_c) = 0 \quad (A4.20)$$

$$M_z(R_c) = 7,5 = C_1 * x + (0) \Rightarrow C_1 = 194,3 \text{ N}, \quad (A4.21)$$

Logo o valor máximo do momento fletor é $M_z(R_c) = 7,5 \text{ N.m}$

A tensão é dada pela equação:

$$\sigma_{xx} = -\frac{M_z}{I_{zz}} * y \quad (A4.22)$$

assumindo valor máximo quando

$$y_{\max} = a/2 \quad (A4.23)$$

O momento de inércia planar da secção para esta configuração da geometria é

$$I_{zz} = c * a^3 / 12 \quad (A4.24)$$

Considerando um aço com tensão de escoamento = 430.10^6 N/m^2 (material aço 070M20 – Shigley, 1981) e coeficiente de segurança (n) igual à 2,0

$$\text{Tensão admissível } \sigma_{xx} = 215.10^6 \text{ N/m}^2$$

Substituindo as variáveis nas equações (A4.22 e A4.24) e organizando-se os termos tem-se:

$$c * a^2 = 2.09 \cdot 10^{-7} \quad (A4.25)$$

Resolvendo o sistema formado pelas equações (A4.16) e (A4.25) tem-se: $a = 19,6$ mm e $c = 0,5$ mm, porém para efeito de simulações serão considerados $a = 20$ mm e $c = 1$ mm.

Tendo determinado as características geométricas dos suportes das engrenagens planetárias pode-se determinar o momento de inércia. O volume de cada suporte (V_{sup}) é definido como:

$V_{sup} = a.c.Rc$ (A4.26), substituindo os valores tem-se: $V_s = 7,72 \cdot 10^{-7}$ m³. Assumido a densidade do aço ($\rho_{aço}$) como 7900 kg/ m³, tem-se a massa de cada suporte (m_{sup}) como sendo 0.006 Kg.

Como o suporte é placa plana fina girando em torno de sua base o momento de inércia obedece à seguinte fórmula:

$$J_{sup} = \frac{1}{12} . m_{sup} . a^2 + \frac{1}{3} . m_{sup} . Rc^2 \quad (A4.27)$$

Substituindo o valor de m_{sup} , a e Rc na equação (A4.27) tem-se a como valor para o momento de inércia de cada engrenagem planetária $J_{sup} = 3,18 \cdot 10^{-6}$ Kg.m². Como são quatro suportes (pois numero de motores é igual a 4) então $J_c = 4 \cdot J_{sup} = 1,27 \cdot 10^{-5}$ Kg.m²

Com estes dados pode-se efetuar as simulações dos sistemas construtivos propostos para a cadeira de rodas servo-assistida.

Referências Bibliográficas

- ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 9050 – Acessibilidade de Pessoas Portadoras de Deficiência a Edificações, Espaço, Mobiliário e Equipamentos Urbanos, 56p., 1994
- Arva, Juliana, Fitzgerald, Shirley G., Coope, Rory A., Corfman, Thomas A., Spaeth, Donald, Boninger, Michael L., Physiologic Comparison of Yamaha JWII Power Assisted and Tradicional Manual Wheelchair Propulsion, Resna 2000,p. 378 -380 disponível em: http://www.wheelchairnet.org/WCN_WCU/SlideLectures/Other/ArvaMetabolic.pdf acessada em 22/07/02
- Arva, Julianna, Cooper, Rory A., Spaeth, Donald A., Corfman, Thomas A., Fitzgerald, Shirley G., Boninger, Michael L. *User Power Reduction in Yamaha JWII Pushrim Activated Power Assisted Wheelchair*, Resna 2000,p. 399 -401 disponível em: http://www.wheelchairnet.org/WCN_WCU/SlideLectures/Other/ArvaPower.pdf acessada em 22/07/02
- Becker, Marcelo *Estudos sobre Robôs de Locomoção: Formas Construtivas, Dirigibilidade e Controle*, Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual de Campinas, Campinas –S.P., 137p., 1997

Becker, Marcelo *Aplicação de Tecnologias Assistivas e Técnicas de Controle em Cadeira de Rodas Inteligentes*, Dissertação de Doutorado, Universidade Estadual de Campinas, Campinas –S.P., 136p., 2000

Bobath, Karel et al. *A deficiência Motora em Pacientes com Paralisia Cerebral* 1st ed. Manole Ltda, 1979 cap. 4 – Tipos de Paralisia Cerebral, p. 71-91.

Brasil, Decreto n. 3.298 de 20 de Dezembro de 1999 disponível em www.cedipod.org.br/dec3298.html acessada em 02/07/01

Brasil, Lei n. 7.853 de 24 de Outubro de 1989 disponível em: www.cedipod.org.br acessada em 02/07/01

Browning, Drew R., Trimble, John, Song, Shin-Min, Priemer, Roland, Zhang, Chung-de *Legged Mobility a Wheelchair Alternative*, 12p. 1996 disponível em: <http://bucky.aa.uic.edu/DVL/drew/leggs.html> acessada em 28/04/00

Butler, Charlene, *Where is of rehabilitatoin placed in the world-wide trend towards evidence based helsth care?* Asia Pacific Disability Rehabilitation Journal v11 n.1 10p., 2000 disponível em <http://www.dinf.ne.jp/doc/prdl/othr/apdrj/z13jo0500/z13jo0507.html> acessada em 02/07/01

Campmans, Renard, Delano, Paul, Fung, Jonny G., Lloyd, Brent *Sand-up Pedriatric Wheelchair*, 5p. disponível em: <http://www.mece.ualberta.ca/Courses/mec46579697/projects.html> acessada em 28/04/00

Canale, Antonio Carlos *Automobilística Dinâmica e Desempenho* 10th ed., Livros Érica Editora Ltda. 1989, cap 02 – Estudo do Movimento de Rodas, p. 28-46.

Center for Assistive Technology, Rehabilitation Engineering Research Center on Technology Transfer, 14 April 2000 disponível em

www.cosmos.buffalo.edu/t2rerc/programs/demandpull/mobility/white_papers/wolf-propulsions.html acessada em 20/09/01

Coleman, Krista A., Development and Test of a new Biofeedback System, Resna 2000

Collins, Jeff D., Boninger, Michael L., Koontz, Alicia M., Cooper, Rory A., Songfeng, Guo, Visual Frequency Feedback and its Effect on Wheelchair Propulsion Kinetics, Resna 2000

Cooper, Rory, Boninger, Michael L., Walking on Hands, *PN/Paraplegia News* March 1999 disponível em www.pn-magazine.com/on/articles/hands.html acessada em 20/09/01

Cooper, Rory A., Boninger, Michael L. Heavy Handed Repetitive Strain Injury Among Manual Wheelchair User. Teamrehab Report, p.35-28, February 1998 disponível em: www.wheelchairnet.org/ProdServ/Docs/TeamRehab/RR_98/9802art4.PDF acessada em 28/04/00

Corfman, Thomas, Cooper Rory, Fitzgerald, Shorley, Arva, Juliana, Excursion an Stroke Frequency Diferences Between Manual Wheelchair Propulsion and Pushrim Actived Power Assisted Wheelchair Propulsion - Resna 2000

Dallmeijer, A. J., et al. Anaerobic power output and propulsion technique in spinal cord injured during wheelchair ergometry, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v.1,n.2,p.120-128,1994

Diament, Aron, Cipel, Saul Neurologia Infantil, 3^a Ed., Atheneu, 1996 Cap. 54 – Encefalopatias Crônicas da Infância, p781-798

Hall, Susan J., *Biomecânica Básica*, 3^a Ed., Editora Guanabara Koogan S.A., 2000, Apêndice D – Parâmetros Antropométricos para o Corpo Humano, p398-399

- 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,n.3,p.263-269,1992
- Iida, Itiro *Ergonomia Projeto e Produção* 6th ed., Editora Edgard Blücher LTDA. 2000, cap 06 – Antropometria: Medidas, p. 101-129.
- Jaffe, Kenneth M., Bultler, Charlene, Hays, Ross M., Everard, Daniel H.S., An Innovative Motorized Wheelchair for Young Disabled Children *JACPOC – Journal of the Association of Children's Prosthetic-Orthotic Clinics* v.21 n.3 1986, p.46 disponível em: http://jacpoc.oandp.com/21/3/21_03_46.asp acessada em 02/07/01
- Jarosz, Emilia, Determination of the workspace of wheelchair users, *International Journal of Industrial Ergonomics*, v.17 p.123-133, 1996.
- Kreyszig E., *Advanced Engineering Mathematics* 3th ed., John Wiley & Sons Inc.. 1969, cap 04, p. 152-156.
- Koontz, Alicia M., Cooper, Rory A., Boninger, Michael L., Fay, Brian T., Baldwin, Mark A., Shoulder joint Forces and Moments During Two Speeds of Wheelchair Propulsion - Resna 2000
- Kumar, Vijay, Rahman, Tariq, Krovi, Venkat Assistive Devices for People with Motor Disabilities 1997 disponível em: <http://www.cim.mcgill.ca/~venkat/PUBLICATIONS/Wiley.pdf> acessada em 03/07/01
- Mantoan, M. T. E., Integração X Inclusão: escola de qualidade para todos.. *Pátio - revista pedagógica/ Artes Médicas*-1998. PortoAlegre/RS, 5(2) p.p. 48-51.
- O'Connor, Thomas J., Fitzgerald, Shirley G., Cooper, Rory A., Comparison of Wheelchair Exercise with and without gamewheels System Using Physiological Data, Resna 2000

Paulsson, Karin, Christofferoen, Maria Psychosocial Aspects on Technical Aids – How does Independent Mobility Affect the Psychosocial and Intellectual Development of Children with Physical Disabilities? , *Proceeding of the 2nd International Conference on Rehabilitation Engineering*, Ottawa p282-286, 1984

Quevedo, Antonio A.F., notas de aula, disciplina “Engenharia de Reabilitação – IA 750”
Unicamp – Faculdade de Engenharia Elétrica – Departamento de Engenharia Biomédica,
2° semestre de 2001

Richter, W.Mark, O'Conoor, Thomas J., Chesney, Denise A. Axelson, Peter W., Boninger, Michael L., Cooper, Rory A., Effect of Pushing Compliance on Propulsion Efficiency, Resna 2000 -

Robertson, R.N. et al. Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion, Arch. Phys. Med. Rehabil. v. 77, n.9, p.856-864, 1996

Sabick; Michelle B., Kai-Nan An, PhD, A New Method to Quantify Demand on the Upper Extremity in Manual Wheelchair Propulsion, 23rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, University of Pittsburgh October 21-23, 1999

Sabick; Michelle B., Zhao, Kristin D.; Kai-Nan An, PhD, A comparison of methods to compute the point of force application in handrim wheelchair propulsion: A technical note, *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol. 38 No. 1, January/February 2001

Schiaffino, Susan, Laux, Janice Prerequisite Skills for the Psychosocial Impact of Powered Wheelchair Mobility o Young Children with Severe Handicaps, Development Disabilities (Special interest section newsletter), *The American Ocupacional Theraoy Association* v.9n.2, June 1986

Shigley, Joseph E., *Mechanical Engineering Design*, 3rd Edition, McGraw-Hill Ltda. 1989, cap.11 – Spur Gears , p 398 - 455

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

Souza. Aaron L., Boninger Michael L., Koontz, Alicia M., Fay, Brain T., Cooper, Rory A., A
Kinetic Analysis of Propulsion Patterns in Manual Wheelchair Users , Resna 2000

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

Tatum, Leah Is it a Stroller or is it a Wheelchair. Teamrehab Report, p.25, 26, May 1996
disponível em:

www.wheelchairnet.org/ProdServ/Docs/TeamRehab/RR_96/9605art2.PDF acessada em
28/04/00

de Vries, Theo J.A., van Heteren, Corwin and Huttenhuis, Louis Modeling and Control of a Fast
Moving, Highly Maneuverable Wheelchair, *Proceedings of the International
Biomechatronics workshop*, p. 110-115, 19–21 April 1999

Verburg G., Snell E., Pilkington, M., Milner M. Effects os Powered Mobility on Young
Handicapped Children and Their Families, *Proceeding of the 2nd International
Conference on Rehabilitation Engineering*, Ottawa p172-177, 1984