

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL D
TESE DEFENDIDA POR MARCELO BECKER
..... E APROVADA PEL
COMISSÃO JULGADORA EM 20.12.2000


.....
ORIENTADOR

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

**Aplicação de Tecnologias Assistivas e Técnicas de
Controle em Cadeiras de Rodas Inteligentes**

Autor: **Marcelo Becker**
Orientador: **Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini**

91/00

UNIDADE BC
N.º CHAMADA: T/UNICAMP
6388a
V. _____ Ex. _____
TOMBO BC/ 45123
PROC. 16-392/01
C D
PREC. R\$ 11,00
DATA 05/07/01
N.º CPD _____

CM00157814-4

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO**

Aplicação de Tecnologias Assistivas e Técnicas de Controle em Cadeiras de Rodas Inteligentes

Autor: Marcelo Becker

Orientador: Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini

Curso: Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos

Tese de doutorado apresentada à comissão de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, como requisito para obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Campinas, 2000

S.P. - Brasil

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

B388a Becker, Marcelo
Aplicação de tecnologias assistivas e técnicas de
controle em cadeiras de rodas inteligentes / Marcelo
Becker.--Campinas, SP: [s.n.], 2000.

Orientador: Franco Giuseppe Dedini.
Tese (doutorado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Cadeiras de rodas . 2. Deficientes físicos. 3. Robôs.
4. Detectores. 4. Feixes de laser. 6. Sistemas difusos. I.
Dedini, Franco Giuseppe. II. Universidade Estadual de
Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III.
Título.

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO**

TESE DE DOUTORADO

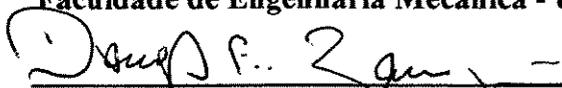
**Aplicação de Tecnologias Assistivas e Técnicas de
Controle em Cadeiras de Rodas Inteligentes**

Autor : Marcelo Becker

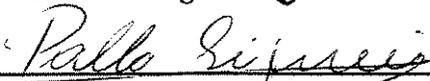
Orientador: Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini



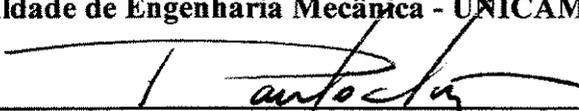
**Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini, Presidente
Faculdade de Engenharia Mecânica - UNICAMP**



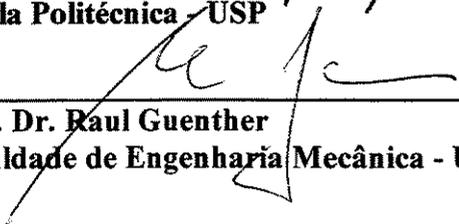
**Prof. Dr. Douglas Eduardo Zampieri
Faculdade de Engenharia Mecânica - UNICAMP**



**Prof. Dr. Pablo Siqueira Meireles
Faculdade de Engenharia Mecânica - UNICAMP**



**Prof. Dr. Paulo Eigi Miyagi
Escola Politécnica - USP**



**Prof. Dr. Raul Guenther
Faculdade de Engenharia Mecânica - UFSC**

Campinas, 20 de Dezembro de 2000.

Dedicatória

Dedico este trabalho ao meu Pai (*In memoriam*).

Agradecimentos

Durante a execução deste trabalho, diversas pessoas estiveram ao meu lado, dando apoio, solidariedade, amizade e compreensão. Sem a ajuda das mesmas teria sido impossível concluí-lo. Presto uma sincera homenagem a todas estas pessoas que me ajudaram durante todo este período:

Aos meus pais e minha família, exemplos de vida.

Ao meu orientador e sua esposa, grandes amigos.

Ao Prof. Gerhard Schweitzer, pela oportunidade de estagiar no Instituto de Robótica do Instituto Tecnológico Federal Suíço (IfR - ETHZ). Sua ajuda, conversas e conselhos foram fundamentais para minha evolução como pesquisador.

Aos Profs. Manfred Hiller e Hans Ingo Weber, por seus conselhos e amizade.

À CPG-FEM e em especial ao Prof. Kamal Abdel Radi Ismail por seu apoio durante o período que estive na FEM-Unicamp.

A meus amigos Antônio Wagner Forti, Cláudio Eduardo Aravechia de Sá, Clivaldo de Oliveira, Cristina Saraccho, Danilo Amaral, Jocarly do Patrocínio, Jorge Nei Brito, Paula Frassinetti Cavalcante, Zilda Silveira e respectivas famílias.

A meus amigos Alexander Robert Bartha, Ana Lúcia Driemayer Franco, Conrad Gueller, Erika Casolli, Felix Wullschleger, Florian Lösch, Gabriel Grüner, Letian Wang, Martin Adams, Mika Tanaka e Shao Jü Woo.

Ao CNPq e ICSC – World Laboratory, pelo suporte financeiro.

Ao Sr. Antônio Manoel José da Silva e ao Züricher, eternos e indispensáveis amigos.

*Há sabedoria em não crer
saber aquilo que não sabes...*

Sócrates (470?AC – 399AC)

*Hier habe ich an dich gedacht
und diesen Gruß dir mitgebracht.*

Resumo

BECKER, Marcelo, *Aplicação de Tecnologias Assistivas e Técnicas de Controle em Cadeiras de Rodas Inteligentes*, Campinas,: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2000. 136 p. Tese (Doutorado)

Neste trabalho são apresentados estudos sobre a aplicação de tecnologias assistivas e técnicas de controle em cadeiras de rodas. O objetivo do estudo é posicionar o problema e desenvolver estudos sobre técnicas assistivas para o projeto de uma cadeira de rodas inteligente. Inicialmente é feita uma introdução sobre a situação dos portadores de deficiência, focalizando o caso de usuários de cadeiras de rodas: quem são, onde vivem, quais as principais causas de suas deficiências, etc. Em seguida são apresentados os aspectos ergonômicos que devem ser considerados no projeto de um veículo para deficientes físicos (usuários de cadeiras de rodas) e, é feita uma análise biomecânica do processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais. Um programa em MatLabTM foi desenvolvido para simular o processo de acionamento em pistas planas e rampas. Também foram desenvolvidas e testadas técnicas de mapeamento (testes experimentais), navegação e desvio de obstáculos (simulações em MatLabTM) e detecção e monitoramento de obstáculos (testes experimentais) para serem empregadas em veículos autônomos ou com navegação assistida. Os testes experimentais foram feitos em uma plataforma real, o robô SmartROB-2 do Instituto de Robótica do Instituto Politécnico Federal Suíço (IfR - ETHZ), equipado com dois sensores laser tipo SICK LMS200 usando o sistema operacional XOberon.

Palavras Chave: Cadeira de Rodas, Deficiente Físico, Robótica, Sensores Laser, Controle Fuzzy.

Abstract

BECKER, Marcelo, *Application of Assisted Technologies and Control Techniques in Intelligent Wheelchairs*, Campinas,: Mechanical Engineering School, State University of Campinas, 2000. 136 p. Thesis (Ph.D.)

This investigation describes studies concerning the application of assisted technologies and control techniques in wheelchairs. The goal is to understand the problem and to study assistive techniques for design of intelligent wheelchairs. Initially an overview of the disabled people situation is shown. The case of wheelchair dependent individuals (WDI) is focused: who they are, where they live, the main causes of their disabilities, etc. Then, the ergonomic aspects concerning the design of a vehicle for disabled people (WDI) are shown. A biomechanical analysis of the manual propulsion of wheelchairs is also described. A software using MatLabTM was developed to simulate the manual propulsion of wheelchairs, to check the ability to traverse ramps and the WDI's efforts. Control techniques for assisted and autonomous navigation were also developed and tested: Map-Building (experimental tests), Navigation and Obstacle Avoidance (simulations using MatLabTM), and Obstacle Detection and Tracking (experimental tests). The experimental tests used a real platform, the mobile robot SmartROB-2 belonging to the Institute of Robotics – Swiss Federal Institute of Technology (IfR - ETHZ). The robot was equipped with two SICK LMS200 laser sensors and used the operational system XOberon.

Key Words: Wheelchair, Disabled People, Robotics, Laser Sensor, Fuzzy Control.

Sumário

Lista de figuras	iv
Lista de tabelas	x
Nomenclatura	xii
1 – Introdução	1
1.1 – O que é uma pessoa portadora de deficiência?	2
1.2 – Quantas pessoas são portadoras de deficiência?	3
1.2.1 – Dados brasileiros	4
1.2.2 – Dados norte-americanos	5
1.3 – Onde vivem os portadores de deficiência?	7
1.4 – O que pode ser feito para que tenham uma boa qualidade de vida?	8
1.4.1 – O que é engenharia de reabilitação	9
1.5 – Objetivo e Divisão do trabalho	10
2 – Usuários de cadeira de rodas	13
2.1 – Traumatismo cranioencefálico – TBI	14
2.2 – Traumatismo da medula	15
2.3 – Mortalidade entre os WDIs	19
2.4 – Acidentes automobilísticos	19
2.5 – Sumário	21

3 – Ergonomia	23
3.1 – Antropometria	24
3.2 – Cadeiras de rodas	29
3.2.1 – Estofamentos e assento - <i>Seating</i>	31
3.2.2 – Dimensões e recomendações	36
3.3 – Tipos de interface	41
3.4 – Sumário	42
4 – Acionamento de cadeiras de rodas manuais	44
4.1 – Biomecanismo do processo de acionamento	44
4.2 – Nível da lesão medular	45
4.3 – Posição do assento	48
4.4 – Idade	52
4.5 – Fadiga	54
4.6 – Características do ambiente a da cadeira	56
4.7 – Análise do processo de acionamento	63
4.7.1 – Modelagem	63
4.7.2 – Potência média	66
4.7.3 – Simulações	67
4.8 – Sumário	69
5 – Análise de estabilidade lateral e longitudinal de cadeiras de rodas	71
5.1 – Estabilidade estática	72
5.2 – Estabilidade dinâmica	77
5.3 – Sumário	85
6 – Aplicação de técnicas de controle em cadeiras de rodas motorizadas	86
6.1 – Introdução	86
6.2 – Veículos autônomos e assistidos	89
6.3 – Mapeamento	89

6.3.1 – EKF	92
6.3.2 – Mapeamento estocástico	96
6.3.3 – Extração de linhas	96
6.3.4 – Estratégia de exploração	98
6.3.5 – Implementação do mapeamento	99
6.3.6 – Resultados dos testes experimentais	102
6.4 – Navegação	103
6.4.1 – Controlador <i>fuzzy</i> de navegação	105
6.4.2 – Controlador de desvio de obstáculos	110
6.4.3 – Controlador de velocidade	118
6.4.4 – Resultados das simulações para navegação e desvio de obstáculos ..	120
6.4.5 – Detecção e monitoramento de obstáculos	127
6.4.6 – Resultados experimentais para detecção e monitoramento de obstáculos	131
6.5 – Sumário	132
7 – Conclusões e perspectivas futuras	134

Lista de Figuras

1.1	Distribuição dos tipos básicos de deficiências	3
1.2	Distribuição da população portadora de deficiência no Brasil, em 1991	4
1.3	Distribuição da população portadora de deficiência nos EUA, por idade e sexo ..	6
1.4	Distribuição das principais causas de deficiência nos EUA	6
1.5	Distribuição da população portadora de deficiência em instituições nos EUA ..	7
1.6	Divisão e inter-relação dos Capítulos da Tese	11
2.1	Distribuição dos tipos e locais de acidentes causadores de TBIs nos EUA	15
2.2	Posição da medula espinhal no canal vertebral com os seguimentos neurais	16
2.3	Distribuição das lesões traumáticas agudas da medula	18
2.4	Principais causas de óbito entre paraplégicos e tetraplégicos	19
2.5	Distribuição de vítimas fatais no trânsito brasileiro por sexo e idade, em 1996 ..	20
2.6	Distribuição de vítimas fatais no trânsito brasileiro por classe, em 1996	21
3.1	Variáveis usadas em medidas antropométricas estáticas do corpo	25
3.2	Exemplos de alcances máximos e preferenciais para uma pessoa sentada	29
3.3	Recomendações da NBR9050 para dimensionamento de cadeiras de rodas manuais	30
3.4	Recomendações da NBR9050 para alcances em cadeiras de rodas manuais	30
3.5	Recomendações da NBR9050 para alcances confortáveis para manipular objetos e para visão em cadeiras de rodas manuais	31

3.6	Estrutura dos ossos da bacia	33
3.7	Esquema representativo para a classificação dos assentos quanto ao ângulo de flexão anatômico	33
3.8	Distribuição de pressão sobre o assento, com estofamento duro e macio	34
3.9	Medidas essenciais do veículo para o adequado posicionamento do usuário	37
3.10	Assento e apoio lombar inadequados e adequados	38
3.11	Exemplo de operação de transferência frontal: da cadeira para a bacia sanitária ..	39
3.12	Ilustração do <i>Tilt</i> em cadeiras de rodas	40
3.13	Fotos de uma cadeira de rodas com <i>Tilt</i> móvel	40
3.14	Detalhe da placa do mancal de cadeiras de rodas manuais	41
3.15	<i>Joysticks</i> adaptados para a interface entre o usuário e o veículo	42
4.1	Vista pósterolateral, camada superficial do Músculo Deltóide e dos principais músculos do braço esquerdo	45
4.2	Ângulo inicial (A), final (B), de pico (C) e respectivos desvios, do ciclo de acionamento da cadeira de rodas para cada grupo	47
4.3	Período do ciclo de acionamento da cadeira de rodas (A) e percentagem do ciclo em que as mãos estão em contato com os aros	47
4.4	Comportamento do movimento das mãos para indivíduos com diferentes níveis de lesão	48
4.5	Alcances médios das juntas do cotovelo e ombro para seis diferentes posições	50
4.6	Intervalos mín. e máx. dos movimentos dos braços durante o ciclo de acionamento da cadeira de rodas	50
4.7	Exemplos de fases de acionamento e atividade muscular de um usuário com coordenação motora normal nos braços	52
4.8	ASIA (A), velocidade (B) e percentagem (C) obtidos para os dois grupos	53
4.9	Comparação angular entre os grupos Pediátrico e Adulto	54
4.10	Composição entre os dados angulares de ombros e cotovelos para os grupos Pediátrico e Adulto	54



4.11	Exemplos de trajetórias dos ombros, cotovelos, pulsos e quadris em estado normal e em fadiga	55
4.12	Comportamento dos músculos durante o processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais para indivíduos em estado normal e em fadiga	55
4.13	Comportamento médio da atividade muscular para indivíduos em estado normal e em fadiga	56
4.14	Ângulos de alinhamento: <i>Camber</i> , <i>Toe-out</i> e <i>Tou-in</i>	58
4.15	Partes da roda pivotada – <i>Castor</i>	59
4.16	Estabilidade vs. Configuração de chassis: instável, estável e indiferente	61
4.17	Diagrama de corpo livre da cadeira de rodas com rodas pivotadas frontais em uma rampa inclinada	62
4.18	Diagrama do modelo utilizado para a cadeira de rodas manual com quatro rodas .	63
4.19	Ângulos médios do ciclo de acionamento para Não-WDIs e WDIs	65
4.20	Ciclo de acionamento usado na modelagem como uma função do tempo	65
4.21	Característica da pista/rampa simulada	67
4.22	Comportamento da velocidade da cadeira de rodas para diversas inclinações da pista, sem vento frontal	68
4.23	Comportamento da velocidade da cadeira de rodas para diversas inclinações da pista (vento frontal: 20 km/h)	68
4.24	Comportamento da força F_{WDI} que o WDI deve aplicar no aro da roda da cadeira de rodas para diversas inclinações da pista, sem vento frontal	69
5.1	Distribuição de peso em cadeiras de rodas (4 rodas) com acionamento traseiro	71
5.2	Sistema de coordenadas utilizado para a análise se estabilidade longitudinal e lateral	72
5.3	Diagrama de corpo livre para a análise de estabilidade longitudinal estática, tombamento para trás	73
5.4	Comportamento da estabilidade longitudinal estática (eixo <i>Pitch</i>) quanto ao tombamento para trás para as configurações com 3 e 4 rodas para $L = 0,43$ m .	73

5.5	Comportamento da estabilidade longitudinal estática (eixo <i>Pitch</i>) quanto ao tombamento para a frente para as configurações com 3 e 4 rodas para $L = 0,43$ m	74
5.6	Diagrama de corpo livre para a análise de estabilidade lateral estática	75
5.7	Comportamento da estabilidade lateral estática, tombamento lateral em rampa com inclinação em γ	76
5.8	Comportamento da estabilidade lateral estática, tombamento lateral em rampa com inclinação em γ	76
5.9	Diagrama de corpo livre para a análise do esterçamento da cadeira de rodas utilizando a geometria de Ackerman	77
5.10	Diagrama de corpo livre para a análise da estabilidade dinâmica da cadeira de rodas em rampas	79
5.11	Comportamento da estabilidade dinâmica para as duas configurações	82
5.12	Comportamento da estabilidade dinâmica para a configuração com 3 rodas	83
5.13	Vista lateral da Fig. 5.11-a configuração com 3 rodas	84
5.14	Vista lateral da Fig. 5.11-b configuração com 4 rodas	84
6.1	Autonomia do veículo vs. autonomia do usuário	87
6.2	Fluxograma para mapeamento e localização simultânea	91
6.3	Diagrama de blocos do processo de estimativa usando o EKF	93
6.4	Diagrama simplificado das fases do EKF	95
6.5	Exemplos: representação de uma linha no plano $r-\alpha$ e <i>matching</i> entre linhas extraídas e já existentes no mapa, gerando novas linhas	101
6.6	Foto do Robô Móvel SmartROB-2 equipado com 2 sensores SICK LMS200 ..	101
6.7	Seqüência de uma exploração real	102
6.8	Detalhe da “parede fantasma” durante a fase de exploração	103
6.9	Diagrama de blocos mostrando o controle inicialmente desenvolvido em malha fechada	104
6.10	Estrutura básica de um controlador <i>fuzzy</i>	105
6.11	Variáveis utilizadas pelo controlador <i>fuzzy</i> para navegação e sistema de	106

	coordenadas inercial $\{\Omega\}$	
6.12	Funções de pertinência para θ_{fe} ; θ_{he} ; θ_{oe} ; d_f e $\theta_{correção}$	108
6.13	Conjuntos de ângulos utilizados para gerar as regras inibitivas	111
6.14	Exemplos de <i>Rule Spreading</i> e <i>Slide Windowing</i>	112
6.15	Diagrama de blocos representando a integração entre os controladores de navegação e desvio de obstáculos (RI)	113
6.16	Funções de pertinência para d , distância ao obstáculo e $\theta_{obstáculo}$	114
6.17	Diagrama de blocos representando a integração entre os controladores de navegação e desvio de obstáculos (SPC)	115
6.18	Diagrama de blocos representando o algoritmo de desvio de obstáculos (VO) ..	116
6.19	Aplicação da técnica VO	116
6.20	Aplicação da técnica VO para uma velocidade de cruzeiro	117
6.21	Diagrama de blocos representando a integração entre os controladores de navegação e desvio de obstáculos (VO)	118
6.22	Funções de pertinência das entradas e saída do controlador de velocidade	119
6.23	Trajetória simulada para o SmartROB-2 em um ambiente com 2 obstáculos usando o controlador <i>fuzzy</i> de navegação, o RI e o controlador de velocidade	120
6.24	Ângulo de correção ($\theta_{correção}$) para o SmartROB-2 em um ambiente com 2 obstáculos	120
6.25	Ângulos de erro (entradas para o controlador <i>fuzzy</i> de navegação) para o SmartROB-2 em um ambiente com 2 obstáculos	121
6.26	Comportamento da velocidade do CG do SmartROB-2 em um ambiente com 2 obstáculos	121
6.27	Trajetória simulada para o SmartROB-2 em um ambiente com 10 obstáculos fixos usando o controlador <i>fuzzy</i> de navegação e velocidade de cruzeiro ..	122
6.28	Ângulo de correção ($\theta_{correção}$) para o SmartROB-2 em um ambiente com 10 obstáculos fixos	122

6.29	Ângulos de erro (entradas para o controlador <i>fuzzy</i> de navegação) para o SmartROB-2 em um ambiente com 10 obstáculos fixos	123
6.30	Início da simulação: ambiente com 10 obstáculos (cinco móveis e 5 fixos)	124
6.31	Representação do raio do robô e dos intervalos de ângulos proibidos	124
6.32	(a) Trajetória simulada para o SmartROB-2 e os obstáculos até o momento do choque para o controlador RI e (b) ângulos de erro	125
6.33	(a) Detalhe do momento da colisão entre o SmartROB-2 e o obstáculo O_1 e (b) ângulo de correção do controlador RI	125
6.34	(a) Trajetória simulada para o SmartROB-2 e os obstáculos e (b) ângulos de erro para o controlador VO	126
6.35	Ângulo de correção do controlador VO e (b) comportamento da velocidade do SmartROB-2 durante a simulação	126
6.36	Detalhes (a) da aproximação final e (b) dos intervalos de ângulos proibidos	126
6.37	Detalhes de <i>scans</i> de uma pessoa andando em diagonal, realizados a diferentes alturas	127
6.38	Exemplo da diferença entre as representações <i>Occupancy Grid Representation</i> e <i>Time Stamp Map</i>	128
6.39	Monitoramento do ambiente através de uma seqüência de <i>Time Stamp Map</i>	129
6.40	Monitoramento de uma pessoa andando por sensores próximos ao solo	130
6.41	Diferença entre considerar células isoladas e conjuntos completos na definição dos obstáculos para a aplicação do VO	130
6.42	Diagrama de blocos simplificado do método utilizado para detectar e monitorar obstáculos móveis	131
6.43	Detalhe: (a) região monitorada ao redor do robô SmartROB-2 e (b) zoom da área de interesse	131
6.44	Detalhe: (a) região monitorada ao redor do robô SmartROB-2 e (b) zoom da área de interesse	132
6.45	Detalhe do robô SmartROB-2 monitorando o movimento em um corredor estreito	132



Lista de Tabelas

3.1	Dados antropométricos – média para adultos entre 16 e 60 anos	26
3.2	Comparação ente as medidas apresentadas pela norma DIN 33402 e trabalhadores brasileiros	27
3.3	Uso de medidas antropométricas máxima e mínima para o dimensionamento de assentos	28
3.4	Características dos assentos	36
4.1	Grupos utilizados para verificar a influência do nível da lesão medular no biomecanismo do acionamento de cadeiras de rodas manuais	46
4.2	Parâmetros cinemáticos dos grupos utilizados para verificar a influência do nível da lesão medular no biomecanismo do acionamento de cadeiras de rodas manuais	46
4.3	Posições estudadas por Hughes <i>et al.</i> (1992)	49
4.4	Características dos dois grupos	53
4.5	Dimensionamento de rampas ou segmentos de rampas	62
6.1	Comparação entre mapas métrico e mapas topológicos	90
6.2	Variáveis lingüísticas para a distância	107
6.3	Variáveis lingüísticas para os ângulos de controle e saída (θ_{fe} ; θ_{he} ; θ_{oe} ; e $\theta_{correção}$)	107
6.4	Banco de regras <i>fuzzy</i> para d_f (ZE)	109
6.5	Banco de regras <i>fuzzy</i> para d_f (S)	109

6.6	Banco de regras <i>fuzzy</i> para $d_f(M)$	109
6.7	Banco de regras <i>fuzzy</i> para $d_f(L)$	109
6.8	Conjunto de regras inibitivas	111
6.9	Grau de inibição em função da distância ao obstáculo	111
6.10	Variáveis lingüísticas para a distância ao obstáculo	114
6.11	Banco de regras <i>fuzzy</i> (SPC)	114
6.12	Variáveis lingüísticas para o controlador de velocidade	119



Nomenclatura

Latinas

$\{A^*\}$	Vetor coluna de transformação	[-]
$\{A_0\}$	Vetor força inercial no sistema de coordenadas inercial	[-]
$\{A_1\}$	Vetor força inercial no sistema de coordenadas fixo à cadeira de rodas	[-]
$\{E^*\}$	Vetor coluna de transformação	[-]
$\{E_0\}$	Vetor força radial no sistema de coordenadas inercial	[-]
$\{E_1\}$	Vetor força radial no sistema de coordenadas fixo à cadeira de rodas	[-]
$\{K\}$	Vetor braço de momento	[-]
$\{P^*\}$	Vetor coluna de transformação	[-]
$\{P_0\}$	Vetor força peso no sistema de coordenadas inercial	[-]
$\{P_1\}$	Vetor força peso no sistema de coordenadas fixo à cadeira de rodas	[-]
A	Área frontal	$[m^2]$
A	Força de Inércia	[N]
a_t	Aceleração tangencial	$[m/s^2]$
a_x	Aceleração longitudinal	$[m/s^2]$
b	Distância entre o CG e o ponto de apoio da roda traseira	[m]
b'	Braço de momento para a configuração com três rodas	[m]
c	Função coseno	[-]



C_x	Coeficiente de penetração aerodinâmica	[-]
d	Distância do CG ao eixo traseiro	[m]
d	Distância entre o veículo / robô e o obstáculo	[m]
d_f	Distância do veículo à posição desejada – veja Fig. 6.11	[m]
d_{obst}	Distância entre o veículo / robô e o obstáculo	[m]
E	Força radial	[N]
E	Operador de expectativa	[-]
F	Força efetiva no eixo traseiro	[N]
F_{WDI}	Força de propulsão fornecida à cadeira de rodas pelo WDI	[N]
g	Aceleração da gravidade	[m/s ²]
h	Altura do CG	[m]
h	Função de observação	[-]
I	Matriz identidade	[-]
K_k	Matriz de ganho	[-]
L	Distância total entre eixos	[m]
M_g	Momento de giro	[N.m]
M_t	Massa total do conjunto WDI + cadeira de rodas	[kg]
N_f	Força normal no eixo dianteiro	[N]
N_t	Força normal no eixo traseiro	[N]
O_i	Obstáculo	[-]
P	Força Peso	[N]
P	Matriz de covariância de Riccati	[-]
P_{WDI}	Potência fornecida à cadeira de rodas pelo WDI	[W]
Q	Variância	[-]
R	Raio da roda principal da cadeira de rodas	[m]
r	Raio do aro da roda principal da cadeira de rodas	[m]
R	Representação da “fusão” dos raios do veículo e do obstáculo	[m]

R_0^1	Matriz de transformação do sistema inercial ao sistema fixo à cadeira de rodas	[-]
R_a	Força de resistência do ar	[N]
r_o	Raio do obstáculo	[m]
R_{rf}	Força de resistência ao rolamento no eixo dianteiro	[N]
R_{rt}	Força de resistência ao rolamento no eixo traseiro	[N]
r_v	Raio do veículo / robô	[m]
$R_{x,\gamma}$	Matriz de rotação no eixo <i>Roll</i>	[-]
$R_{y,\theta}$	Matriz de rotação no eixo <i>Pitch</i>	[-]
$R_{z,\alpha}$	Matriz de rotação no eixo <i>Yaw</i>	[-]
s	Função seno	[-]
t	Tempo	[s]
u	Sinal de saída do controlador SPC	[°]
$u(t)$	Vetor de controle	[-]
u_c	Sinal de saída do controle de colisão do controlador SPC	[°]
u_n	Sinal de saída do controle de navegação do controlador SPC	[°]
v	Velocidade limite para o tombamento lateral	[m/s]
V_k	Precisão da observação do ambiente	[-]
V_o	Velocidade do obstáculo	[m/s]
V_v	Velocidade do veículo	[m/s]
$V_{v,o}$	Velocidade relativa do veículo em relação ao obstáculo	[m/s]
v_x	Velocidade longitudinal	[m/s]
x	Coordenada da posição do veículo / robô	[m]
$x(t)$	Vetor de estado	[-]
y	Coordenada da posição do veículo / robô	[m]
z_k	Observações do ambiente	[-]

Gregas

α	Ângulo de <i>Yaw</i>	[°]
α_c	Coefficiente de proporcionalidade de comportamento para colisão	[-]
α_i	Ângulo proibido	[°]
α_n	Coefficiente de proporcionalidade de comportamento para navegação	[-]
ϕ	Ângulo de orientação do veículo / robô	[°]
γ	Ângulo de <i>Roll</i>	[°]
φ	Ângulo de flexão anatômico	[°]
μ_f	Coefficiente de resistência ao rolamento nas rodas do eixo dianteiro	[-]
μ_t	Coefficiente de resistência ao rolamento nas rodas do eixo traseiro	[-]
θ	Ângulo de <i>Pitch</i>	[°]
$\theta_{\text{correção}}$	Ângulo de saída do controlador	[°]
θ_f	Ângulo de orientação desejado do veículo - veja Fig. 6.11	[°]
θ_{fe}	Ângulo de erro para o controlador <i>fuzzy</i> - veja Fig. 6.11	[°]
θ_{he}	Ângulo de erro para o controlador <i>fuzzy</i> - veja Fig. 6.11	[°]
$\theta_{\text{obstáculo}}$	Ângulo de posição do obstáculo em relação ao veículo	[°]
θ_{oe}	Ângulo de erro para o controlador <i>fuzzy</i> - veja Fig. 6.11	[°]
θ_r	Ângulo de orientação atual do veículo - veja Fig. 6.11	[°]
θ_{se}	Ângulo de erro para o controlador <i>fuzzy</i> - veja Fig. 6.11	[°]
ρ	Raio de curvatura	[m]
ρ_{ar}	Densidade do ar	[kg/m ³]
$\omega(t)$	Vetor de ruído	[-]
ψ	Ângulo entre a linha de simetria do veículo e o eixo de tombamento TT	[°]
$\{\Omega\}$	Sistema de coordenadas inercial	[-]



Abreviações

ADLs – *Activities of Daily Living*

AGV – *Auto Guided Vehicle*

AMR – *Autonomous Mobile Robot*

AVD – *Autonomous Vehicle for Disabled*

CDA – Centro de área

CG – Centro de gravidade ou de massa

C_i – Segmentos cervicais da medula espinhal

Co₁ – Segmento coccígeo da medula espinhal

EKF – *Extended Kalman Filter*

L_i – Segmentos lombares da medula espinhal

LS – *Least Square*

Max – Valor máximo

Min – Valor mínimo

ML – *Maximum Likelihood*

QFD – *Quality Full Deployment*

RI – Regras inibitivas

S_i – Segmentos sacrais da medula espinhal

SPC – Seletor proporcional de comportamento

TBIs – *Traumatic Brain Injuries*

T_i – Segmentos torácicos da medula espinhal

TSM – *Time Stamp Map*

TT – Eixo de tombamento

VAHM – *Véhicule Autonome pour Handicapés Moteurs*

VO – *Velocity Obstacle*

WDIs – *Wheelchair Dependent Individuals*

Siglas

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

ASIA – *American Spinal Injury Association*

CTB – Código de Trânsito Brasileiro

DAS – *Disabled Statistics Abstract*

DENTRAN – Departamento Nacional de Trânsito

DIN – *Deutsches Institut für Normung*

ETHZ – *Eidgenössische Technische Hochschule Zentrum, Zurique - Suíça*

EUA – Estados Unidos da América

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

IfR – *Institut für Robotik, Zurique - Suíça*

MJ – Ministério da Justiça

MT – Ministério dos Transportes

NBR – Norma Brasileira

NHIS – *National Health Interview Survey*

OMS – Organização Mundial da Saúde

ONU – Organização das Nações Unidas

UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina

USP – Universidade de São Paulo

Capítulo 1

Introdução

Este trabalho foi inspirado na necessidade crescente do desenvolvimento de produtos que atendam às pessoas portadoras de deficiências, visando a melhoria de sua qualidade de vida e sua integração na sociedade. Esta necessidade, ao contrário do que possa parecer, não é uma exclusividade de países desenvolvidos mas, está cada vez mais presente nos países em desenvolvimento, como o Brasil. As causas são as mais diversas, desde o aumento na expectativa de vida da população e das exigências de qualidade de vida, até a conscientização de que o fato de uma pessoa portadora de uma deficiência é para todos os efeitos, um cidadão comum, com direitos e deveres.

Surgem então questões de suma importância tanto para a prevenção e o combate às causas do surgimento destas deficiências, quanto para o desenvolvimento de produtos que melhorem a qualidade de vida de pessoas portadoras de deficiências:

O que é uma pessoa portadora de deficiência?

Quantas pessoas são portadoras de deficiência?

Onde vivem os portadores de deficiência?

O que pode ser feito para que tenham uma boa qualidade de vida?

1.1 O que é uma Pessoa Portadora de Deficiência?

Segundo o § 1º da Declaração dos Direitos das Pessoas Deficientes, resolução aprovada pela Assembléia Geral das Nações Unidas em 09/12/1975: *‘o termo “pessoa deficiente” refere-se a qualquer pessoa incapaz de assegurar por si mesma, total ou parcialmente, as necessidades de uma vida individual ou social normal, em decorrência de uma deficiência, congênita ou não, em suas capacidades físicas ou mentais’ [1]*.*

Genericamente, o termo deficiência pode ser definido como uma limitação na ação ou atividade humana, devido ao comprometimento físico ou mental. Uma pessoa portadora de limitações físicas ou mentais só é considerada deficiente se estas limitações restringirem substancialmente uma ou mais de suas principais atividades cotidianas ou seu relacionamento social com outras pessoas. O termo *“substancialmente”* significa que grande parte de suas atividades tornam-se restritas à condições, modos ou durações diferentes, quando comparadas à maioria das pessoas. E, as expressões *“atividades cotidianas”* e *“relacionamento social”* compreendem atividades como: cuidados pessoais, higiênicos, realizar tarefas manuais, andar, ver, ouvir, aprender, trabalhar, participar de atividades sociais, etc. (LaPlante, 1992).

As limitações podem ser classificadas em uma escala que vai de mínima a severa. Pessoas com problemas mínimos e que não tenham suas atividades prejudicadas, não são consideradas deficientes. Limitações físicas incluem qualquer perturbação ou condição fisiológica, desfiguração ou *“perda anatômica”* (amputação) que afete algum sistema do organismo humano. Limitações mentais, por sua vez, incluem perturbações psíquicas ou anatômicas, como: retardo mental, problemas de aprendizagem, doenças mentais ou emocionais e síndromes orgânicas cerebrais (LaPlante, 1992).

Como visto, esta definição é genérica e inclui não apenas as pessoas incapazes de realizar suas atividades cotidianas mas, também as que possuem dificuldades em fazê-lo como outras pessoas geralmente o fazem.

* Ao longo do texto, referências na forma [1], [2], etc. indicam sites da *Internet* e constam em uma relação de sites no final das Referências Bibliográficas.

1.2 Quantas Pessoas são Portadoras de Deficiência?

A Organização Mundial de Saúde (OMS), órgão da Organização das Nações Unidas (ONU) [2], estimou que em 1990 mais de 450 Milhões de pessoas no mundo apresentavam alguma forma de deficiência física ou mental. O parâmetro utilizado para esta estimativa varia para cada país, de acordo com as suas condições sociais, políticas e econômicas. No caso de países desenvolvidos, estima-se que 10% da população seja portadora de algum tipo de deficiência, no caso de países subdesenvolvidos ou em desenvolvimento, este valor pode chegar até a 25%. Em países envolvidos em conflitos e guerras, este número pode ser ainda maior devido à grande quantidade de pessoas mutiladas. As principais causas de deficiência em todo o mundo são:

- ❑ **Acidentes:** particularmente acidentes domésticos, totalizando mais de 20 Milhões por ano, deixando 110 Mil pessoas por ano com deficiências permanentes;
- ❑ **Acidentes de Trânsito:** mais de 10 Milhões de feridos por ano, cujas conseqüências podem incluir amputações, ferimentos cerebrais, paraplegia e tetraplegia;
- ❑ **Doenças Incapacitantes:** certas doenças metabólicas, infecciosas, degenerativas do sistema nervoso, muscular e cardiovascular;
- ❑ **Mutilações:** pessoas mutiladas em conflitos, guerras e acidentes de trabalho.

Se as deficiências forem classificadas em apenas 5 tipos básicos, a distribuição da população mundial portadoras de deficiência (450 Milhões de pessoas) segue a figura 1.1 [2]:

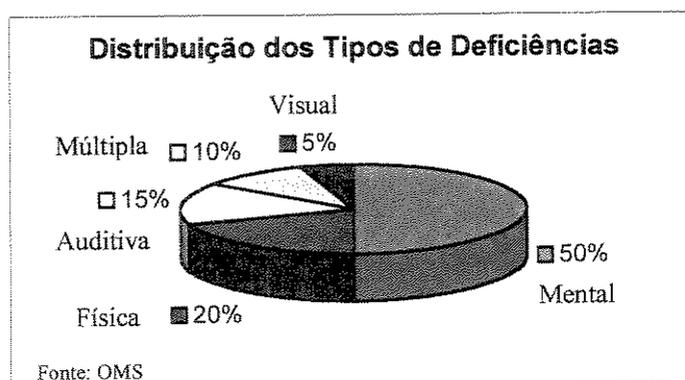


Fig. 1.1 – Distribuição dos tipos básicos de deficiências, em 1990.

1.2.1 Dados Brasileiros

Infelizmente, dados sobre portadores de deficiência na população brasileira são muito escassos e pouco confiáveis. No Censo realizado em 1991, dados relativos à população brasileira portadora de deficiência, foram obtidos pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) através de questionários passados na proporção de um para cada dez domicílios visitados. Portanto, estes dados refletem apenas uma amostragem da população do Brasil, e não a totalidade de pessoas portadoras de deficiência do país [3].

Caso fosse possível incluir o Brasil na categoria de país desenvolvido, pelas estimativas da ONU, em 1991 a população brasileira portadora de alguma deficiência deveria ser aproximadamente 10% da população total, ou seja, aproximadamente 14,7 Milhões de pessoas [1]. Mas, o IBGE apresenta em seus dados, aproximadamente 10% deste valor, ou seja, 1,49 Milhões de pessoas [3].

Isto ocorre porque, além de ter sido feita apenas uma amostragem da população, não houve cruzamento de dados com outros órgãos governamentais (Previdência Social, Ministério da Saúde, etc.) e apenas sete tipos de deficiência foram considerados. Doenças como diabetes, doenças cardíacas, Hanseníase, osteoporose, asma, etc. não foram consideradas como causas de deficiências. Deste modo, menosprezou-se a grande maioria da população portadora de deficiência no Brasil [3].

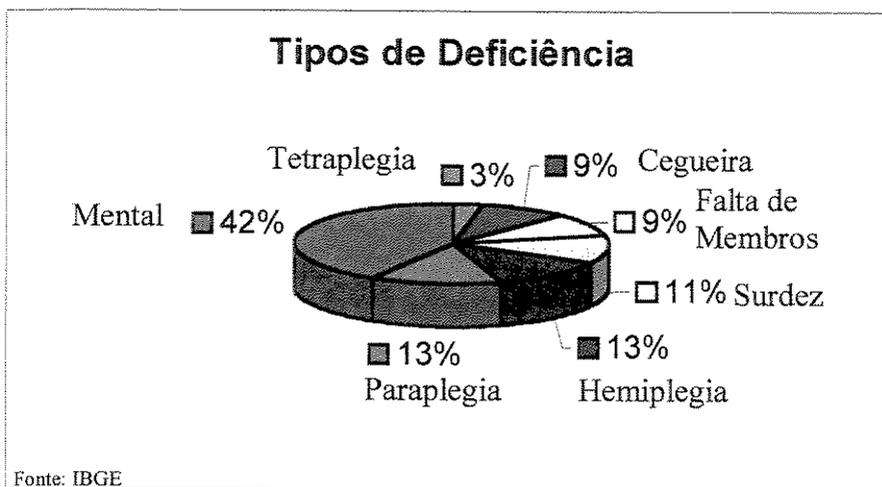


Fig. 1.2 – Distribuição da população portadora de deficiência no Brasil, em 1991.

Não refletindo a realidade da população brasileira, estes dados dificultam muito a tomada de decisões no âmbito da saúde e de medidas sociais que assistam às pessoas portadoras de deficiências. Na impossibilidade de mostrar dados mais precisos e transparentes sobre a população brasileira, optou-se por exemplificar o que deveria ter sido feito pelo IBGE, no aspecto de estudo populacional, através de dados relativos ao Censo de 1990 da população dos Estados Unidos da América (EUA). O grau de detalhamento e transparência destes dados, tornam possível a sociedade norte-americana cobrar efetivamente providências por parte de seu governo.

1.2.2 Dados Norte-Americanos

A partir dos dados fornecidos por um dos maiores centros de pesquisa norte-americano na área, o *National Health Interview Survey* (NHIS) obtidos no Censo de 1990 [4], é possível observar o número de pessoas portadoras de deficiências e limitações, divididas por faixas etárias e sexo. Observa-se que as limitações nas principais atividades cotidianas (essenciais) devem ser diferenciadas para cada faixa etária. O NHIS utiliza o seguinte critério de atividades (LaPlante, 1992):

- ❑ na faixa etária abaixo dos 5 anos: brincar;
- ❑ na faixa etária de 5 aos 17 anos: freqüentar a escola;
- ❑ na faixa etária de 18 aos 69 anos: trabalhar ou realizar serviços domésticos;
- ❑ na faixa etária acima dos 70 anos: viver independentemente (comer, higiene pessoal, etc.).

Como pode ser observado na Figura 1.3, o aumento da faixa etária reflete-se claramente na redução da qualidade de vida da população. É necessário então, fornecer uma maior assistência ao portador de limitações e deficiências. Segundo os dados da NHIS, pelo censo de 1990, a população total portadora de deficiência nos EUA era de 36,1 Milhões de pessoas, ou seja, 14,5% de sua população total (246 Milhões de pessoas). Entre as principais causas de deficiência estão os problemas ortopédicos, artrite e doenças cardíacas (LaPlante, 1992).

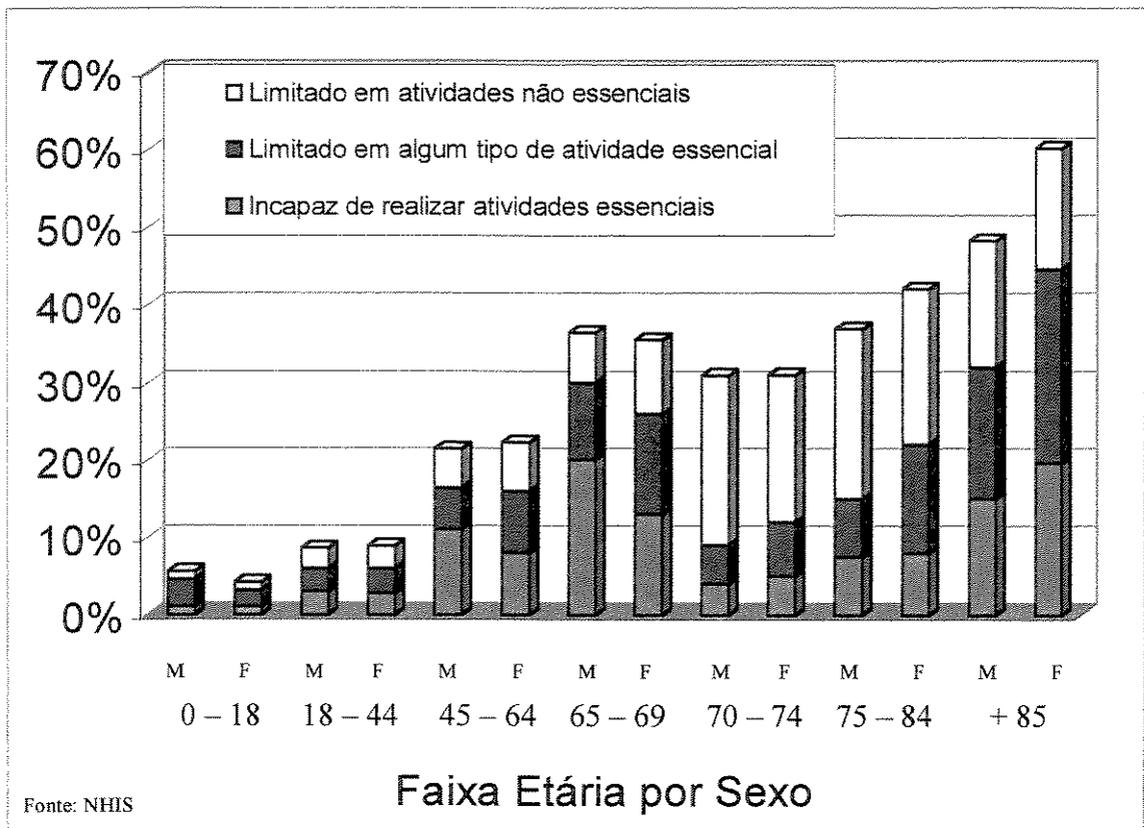


Fig. 1.3 – Distribuição da população portadora de deficiência nos EUA, por idade e sexo, em 1990.

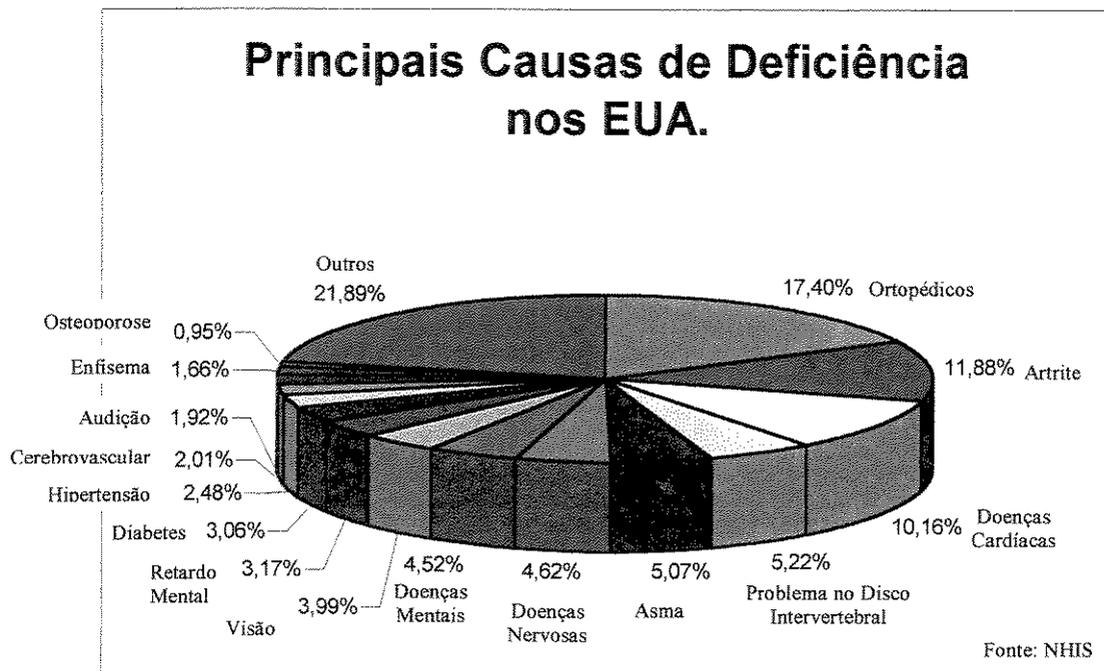


Fig. 1.4 – Distribuição das principais causas de deficiência nos EUA, em 1990.

1.3 Onde vivem os Portadores de Deficiência?

Como mencionado anteriormente, dados relativo à população brasileira são escassos. No caso da população norte-americana, aproximadamente 33,8 Milhões de pessoas portadoras de deficiências não residem em nenhuma Instituição, por isto chamadas “*não institucionalizadas*”. O termo Instituição compreende hospitais, hospícios, escolas especiais, instituições de correção, etc. A figura 1.5 mostra a distribuição da população norte-americana portadora de deficiência “*institucionalizada*”, aproximadamente 2,3 Milhões de pessoas (LaPlante, 1992).

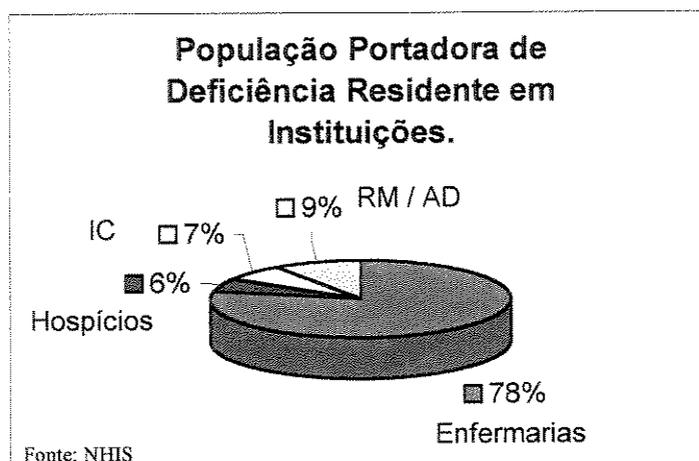


Fig. 1.5 – Distribuição da população portadora de deficiência em instituições nos EUA em 1990, sendo: IC - Instituições de Correção; RM – Instituições para Retardo Mental e AD – Instituições para Atraso de Desenvolvimento.

Deve-se também observar que entre a população portadora de deficiência não institucionalizada, aproximadamente 7,3 Milhões de pessoas acima de 15 anos, ou 3,7% da população total dos EUA, têm dificuldades em realizar uma ou mais atividades de subsistência (em inglês: *Activities of Daily Living* – ADLs). Estas atividades são definidas como o conjunto de atividades cotidianas básicas para que uma pessoa possa sobreviver, por exemplo: vestir-se, tomar banho, alimentar-se, usar o banheiro, etc. Metade desta população, ou seja, 3,7 Milhões de pessoas, necessitam da assistência de outras pessoas para realizá-las (Kennedy *et al.*, 1997).

Pessoas com limitações nas ADLs, em particular as que necessitam de assistência, são consideradas como portadoras dos mais severos tipos de deficiência e devem ser foco de políticas de

incentivos e reabilitação pois, em 82,5% dos casos, recebem assistência de parentes (Kennedy *et al.*, 1997), o que pode vir a se tornar um grande problema na estrutura familiar.

Além disto, segundo dados de 1995, 16,9 Milhões de norte-americanos em “*idade produtiva*” (16 – 64 anos), ou seja, 10,1% da população nesta faixa etária, possui alguma deficiência ou limitação no tipo ou duração do trabalho que seria normalmente apta a realizar. Deste total, aproximadamente dois terços (11,4 milhões de pessoas) não participam da “*força de trabalho*” (LaPlante *et al.*, 1996), ou seja, não possuem qualquer emprego que além de fornecer sustento, possa fazer com que se sintam úteis e necessários à sociedade, aumentando sua auto-estima.

1.4 O que pode ser feito para que tenham uma boa qualidade de vida?

Inicialmente, o que significa ter uma boa qualidade de vida? Embora este termo seja um tanto quanto subjetivo, neste trabalho ele será empregado para expressar a possibilidade dos portadores de deficiências realizarem as ADLs sem a necessidade de ajuda de outras pessoas.

Um primeiro passo, para melhorar a qualidade de vida dos portadores de deficiência é exatamente ter as respostas para as perguntas anteriores. Vem daí o direito e o dever da população como um todo de exigir políticas mais justas. Pessoas portadoras de deficiências não querem isenção de impostos, vagas especiais ou serem tratadas como diferentes mas sim, como seres humanos iguais aos demais, com direitos e deveres [5].

Apesar da maioria dos dados apresentados anteriormente ser referente aos EUA, pode-se supor que a realidade brasileira seja ainda pior. Certamente, o número de pessoas afetadas por doenças incapacitantes relacionadas à desnutrição, subnutrição e falta de infra-estrutura é bem maior no Brasil e, o índice populacional de pessoas portadoras de deficiência no Brasil deve ser maior que o apresentado nos EUA (14,5%) [5].

As mesmas suposições pessimistas podem ser estendidas às condições do portador de deficiência no mercado de trabalho brasileiro, embora a lei 8.213 de junho de 1991 determine que

toda empresa com 100 ou mais funcionários deva preencher de 2% a 5% do quadro pessoal com portadores de deficiências. A falta de dados influi na força que a sociedade tem para exigir políticas de fiscalização, proteção, incentivo e reabilitação para esta grande parcela da população brasileira. Deve-se lamentar as falhas do IBGE na obtenção de dados mais realistas sobre a população brasileira portadora de deficiência. Apenas no Censo de 2000 o IBGE estará coletando dados mais realistas. Apesar disto, nos últimos anos, surgiram no Brasil, como em todo o mundo, vários *sites* de entidades ligadas aos portadores de deficiências na *internet*. Através deles os portadores de deficiências estão divulgando suas idéias e problemas e cobrando da sociedade e do governo, uma posição mais atuante [5]. O esporte também tem demonstrado ser um ótimo meio para reintegração e aumento da auto-estima. Programas de incentivo têm proporcionado ótimos retornos a baixos custos (como exemplo, pode-se citar os resultados obtidos em para-olimpíadas e outras competições internacionais recentes) [6].

É evidente, em todo o mundo, a necessidade de uma maior atenção da sociedade, visando a reabilitação e a reintegração do portador de deficiência no mercado de trabalho e na sociedade. Neste contexto, a “*Engenharia de Reabilitação*” surge como uma das áreas de pesquisa mais emergentes.

1.4.1 O que é Engenharia de Reabilitação?

Uma definição simples para a Engenharia de Reabilitação é: ‘*a aplicação da ciência e da tecnologia na assistência de pessoas portadoras de deficiência*’ (Childress, 1984). Este termo tornou-se usual apenas a partir da década de 1970 mas, a “*mãe*” da Engenharia de Reabilitação foi com certeza o estudo das Próteses que remota a tempos imemoráveis (basta se lembrar dos piratas com pernas de pau e ganchos – próteses arcaicas para pernas e mãos). Desde a década de 1970, esta disciplina teve um rápido crescimento, graças aos desenvolvimentos nas mais diversas áreas das engenharias e ciências médicas.

Verifica-se então que, o termo “*Engenharia*” denota ser esta uma ciência multi-disciplinar que envolve diferentes áreas do conhecimento. Sozinhas, seriam incapazes de solucionar todos os

problemas enfrentados por pessoas portadoras de deficiências. Este é um ponto de suma importância que deve ser frisado: a troca de experiência entre os profissionais de diferentes formações e seu trabalho em conjunto são essenciais para a obtenção de uma melhor qualidade de vida do portador de deficiência.

Hoje, a aplicação de sistemas robóticos e mecatrônicos, aliada à ergonomia e à biomecânica, nas mais variadas especialidades de Engenharia de Reabilitação, tem uma premissa única: a tecnologia existe para servir as pessoas (van der Loos *et al.*, 1995). Diversas pesquisas estão sendo realizadas no mundo, principalmente na Alemanha, nos EUA, na França e no Japão (Gosine *et al.*, 1991; Regalbutto *et al.*, 1992; Kawamura *et al.*, 1995; Bolmsjö *et al.*, 1995; Harwin *et al.*, 1995; Erlandson, 1995; Wellman *et al.*, 1995; Linnman, 1996 e muitos outros). Vasto material nesta área pode ser encontrado em publicações específicas, como: *IEEE - Rehabilitation Engineering* e Publicações da *Resna - Rehabilitation Engineering Society of North America*.

1.5 Objetivo e Divisão do Trabalho

Embora este Capítulo inicial tenha tomado um grande número de páginas, sua intenção foi o posicionamento do problema, a apresentação de definições e também fazer um alerta ao leitor sobre a gravidade da situação enfrentada por pessoas portadoras de deficiências. Se a ciência existe para servir as pessoas, a comunidade científica não pode fugir de suas obrigações. Neste contexto, foram apresentados dados estatísticos mundiais, brasileiros e norte-americanos sobre portadores de deficiência. Como mostrado nos itens anteriores, o número de diferentes tipos e graus de deficiência é muito extenso sendo inviável tratar todos os casos. Por este motivo, decidiu-se focalizar neste trabalho apenas os usuários de cadeira de rodas. Mesmo entre os usuários de cadeiras de rodas, como será descrito nos Capítulos seguintes, o número de particularidades também é muito grande, sendo muitas vezes inviável fazer generalizações.

Quando do início deste estudo o foco do trabalho era apenas o desenvolvimento de um sistema autônomo para o controle de cadeiras de rodas motorizadas. Foi então posto na *internet* um questionário para ouvir “*a voz*” do usuário de cadeiras de rodas. Também foram feitas pessoalmente

visitas a usuários de cadeiras de rodas e entrevistas para tentar entender quais seriam suas necessidades e desejos (método semelhante ao aplicado em questionários usados em QFD). Embora pouco representativas do ponto de vista estatístico, as respostas obtidas serviram para dar uma orientação inicial ao trabalho. Verificou-se que o desejo do usuário, mesmo dos portadores das deficiências mais severas, não era ter um sistema autônomo, mas sim de poder interagir mais com a cadeira de rodas. Este resultado também estava sendo observado em diversas partes do mundo por diversos pesquisadores.

Decidiu-se então, ao invés de focalizar neste trabalho apenas a parte específica de tecnologia (aspectos ergonômicos, análises de estabilidade, tipos de controle, etc.), também expor a parte humana envolvida, através da descrição das principais causas que tornam uma pessoa dependente de cadeira de rodas, de suas seqüelas, de como é a sua vida, etc. Deste modo, foi possível formar um base sólida de conhecimento para a continuidade do trabalho em forma de dissertações e teses futuras. Muitos dos resultados obtidos neste trabalho podem ser encarados como pontos de partida para desenvolvimentos posteriores de sistemas e tecnologias assistivas ao usuário de cadeiras de rodas.

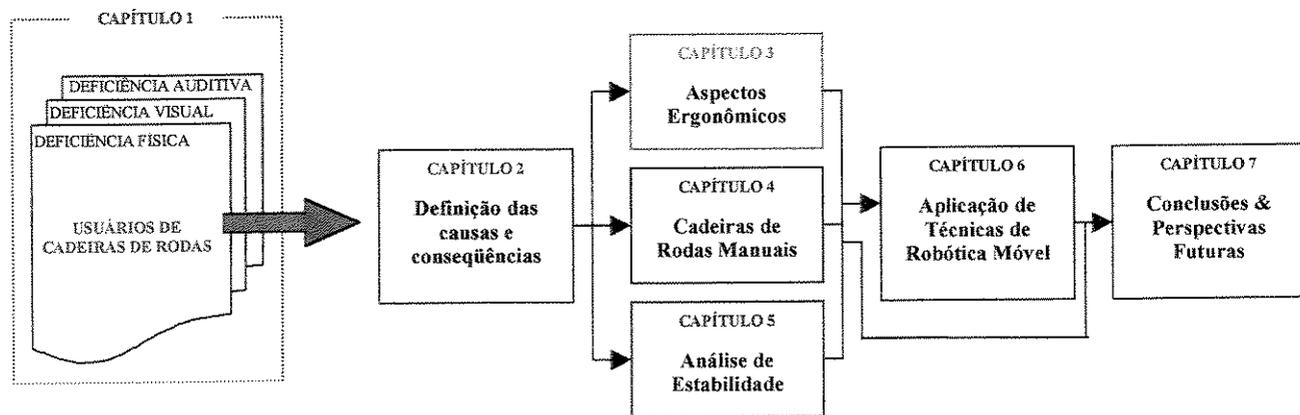


Fig. 1.6 – Divisão e inter-relação dos Capítulos da Tese.

O trabalho foi dividido cronologicamente da seguinte forma: inicialmente procurou-se entender as principais causas que tornam uma pessoa dependente de cadeira de rodas e, por conseguinte, as razões das grandes diferenças entre as necessidades de diferentes usuários quanto a

aspectos ergonômicos e biomecânicos. Em seguida, focou-se exatamente estes dois aspectos, de modo a deixar claro que não existem soluções universais. Estudou-se em especial o problema do assentamento do usuário no veículo e o biomecanismo do processo de acionamento da cadeira de rodas manual, com vistas ao desenvolvimento futuro de aparelhos assistivos a usuários hemiplégicos e infantis. Compreendido os fatores "dependentes do usuário", passou-se a estudar o veículo propriamente dito, ou seja, como seus fatores construtivos poderiam afetar seu desempenho, sua estabilidade e, por conseguinte, a segurança do usuário. Finalmente, chegou-se à aplicação de técnicas de robótica móvel em cadeiras de rodas motorizadas visando torná-las mais "inteligentes", ou seja, providas de uma interface mais amigável com o usuário, e de sistemas que possam monitorar o ambiente, ajudando-o na tomada de decisões e garantia de sua segurança. Grande parte desta fase do trabalho foi desenvolvida durante um período de estágio no Instituto de Robótica do Instituto Politécnico Federal Suíço em Zurique, Suíça (IfR - ETHZ). Embora não tenha sido construído e testado um protótipo de uma cadeira de rodas, o trabalho desenvolvido está pronto para ser empregado neste intento.

O texto foi dividido seguindo a divisão do cronológica trabalho, ou seja, em três partes distintas. A primeira, formada pelo Capítulo 2 faz uma breve descrição sobre quem é o usuário de cadeiras de rodas, as principais causas que tornaram uma pessoa dependente de cadeiras de rodas, dados estatísticos, etc. A segunda, formada pelos Capítulos 3, 4 e 5, trata de tecnologias assistivas, ou seja, conhecimentos de ergonomia, biomecânica e estabilidade dinâmica que devem ser levados em conta durante o projeto de uma cadeiras de rodas, independentemente dela ser manual ou motorizada. E, a terceira parte, o Capítulo 6, é dedicado às pesquisas teóricas e experimentais na área de robótica móvel desenvolvidas através de simulações usando o *software* MatLabTM e testes reais em uma plataforma móvel, o SmartROB-2. As conclusões e perspectivas futuras são descritas no último Capítulo, o sétimo.

Capítulo 2

Usuários de Cadeiras de Rodas

A população que utiliza cadeiras de rodas como meio de suprir deficiências em sua mobilidade, pode ser dividida em dois grupos bem distintos: pessoas momentaneamente portadoras de deficiência locomotora (como: acidentados, pós-operados, etc.) e pessoas portadoras de deficiência locomotora não momentânea. Este segundo grupo, subdivide-se em: pessoas cuja mobilidade sem assistência é limitada (idosos, portadores de hemiplegia e atrofia muscular branda, etc.) e, cuja mobilidade sem assistência é impraticável (paraplégicos e tetraplégicos), por isto, chamadas de “*dependentes de cadeiras de rodas*”, em inglês: *Wheelchair Dependent Individuals* (WDIs).

Pelos dados do IBGE, estima-se que 458 Mil brasileiros são portadores de paraplegia, hemiplegia ou tetraplegia, ou seja, 29% da população brasileira considerada pelo IBGE como portadora de deficiência. As principais causas que acarretam na dependência da utilização de cadeira de rodas são:

- ❑ **Traumatismos cerebrais**, em inglês: *Traumatic Brain Injury* – TBI, e da coluna vertebral;
- ❑ **Amputação** de membros inferiores;
- ❑ **Doenças Incapacitantes**, congênitas ou não, que acarretam em atrofias e distrofias do sistema nervoso e muscular.

Não é simples descrever as causas que tornam uma pessoa WDI, principalmente no caso de doenças incapacitantes, pois os tipos de enfermidades são muito variados, sendo impraticável tentar resumí-los num texto. Na literatura médica, este assunto é abordado por diversas áreas da medicina, como: Infectologia, Neurologia, Imunologia, Pediatria entre outras. O caso de amputações de membros, está geralmente relacionado a doenças incapacitantes ou a traumatismos. Por estes motivos, optou-se por descrever, de modo simplificado, apenas os dois principais tipos de traumatismos (cranioencefálico e de medula), suas principais conseqüências e dados estatísticos.

2.1 Traumatismo Cranioencefálico - TBI

Os TBIs podem ser divididos em três grupos, de acordo com o tipo de traumatismo: traumas cranioencefálicos fechados, fratura craniana com afundamento ósseo e fratura craniana exposta. Esta classificação é utilizada para indicar o eventual tratamento cirúrgico a ser empregado, visto que, o prognóstico depende mais do tipo e da gravidade da lesão cerebral que da gravidade do traumatismo craniano (Sciara, 1986).

Quando ocorre uma lesão sem comprometimento significativo das estruturas cerebrais, esta é chamada concussão. Nos outros casos de TBIs, o comprometimento das estruturas cerebrais acarretam em complicações, como: lesões vasculares, processos infecciosos, lesões de nervos cranianos, lesões cerebrais focais e outras. As seqüelas dos traumas cranianos são muito diversificadas, podendo compreender desde convulsões, distúrbios psíquicos, perda de memória, perda da fala a, até mesmo, hemiplegia (Sciara, 1986).

Segundo dados do *Disabled Statistics Abstract* (DAS) estima-se que 1,9 Milhões de norte-americanos sofram TBIs por ano. Ou seja, a cada 1.000 norte-americanos, 8 sofrem algum TBI a cada ano (Forkosch *et al.*, 1996). Deste total, aproximadamente metade destas pessoas sofrem restrições temporárias em suas atividades, ficando em observação. Estes casos, geralmente são classificados como concussões. Entretanto, 52 Mil pessoas morrem devido às lesões cerebrais graves ou complicações relacionadas aos TBIs e, aproximadamente 900 Mil pessoas sofrem ferimentos graves o suficiente para se tornarem portadoras de alguma seqüela ou deficiência. Estas

peçoas, através de tratamentos médicos e fisioterapêuticos eventualmente poderão retornar às suas atividades normais. Mas, o tipo de lesão cerebral causada pelo TBI pode não ser remediável e a pessoa, tornar-se portadora de deficiência permanente. A região cerebral afetada determinará o tipo de seqüela ou deficiência. Os custos médicos diretamente associados ao tratamento de TBIs nos EUA são estimados em mais de US\$ 4 Bilhões anuais (Forkosch *et al.*, 1996).

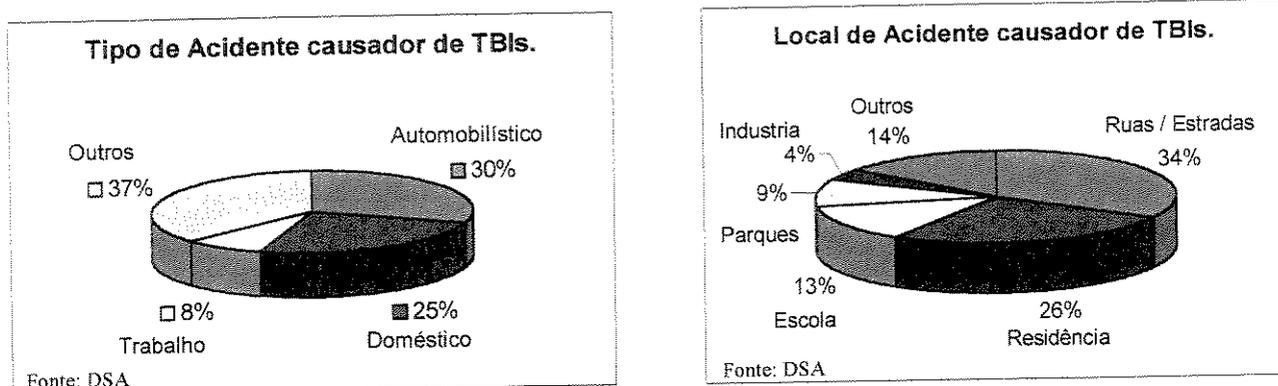


Fig. 2.1 – Distribuição dos tipos e locais de acidentes causadores de TBIs nos EUA, em 1996.

A figura 2.1 indica que a maior incidência de acidentes / incidentes ocorre nas ruas, estradas e nas residências, sendo predominante os acidentes automobilísticos e domésticos.

2.2 Traumatismo da Medula

A coluna vertebral é constituída por um conjunto de segmentos (vértebras) que lhe permitem certa flexibilidade. Ao todo, são 33 vértebras, que se classificam em cinco grupos. De cima para baixo: 8 vértebras se localizam no pescoço e se chamam cervicais (C_{1-8}); 12 estão na região do tórax e se chamam torácicas ou dorsais (T_{1-12}); 5 estão na região do abdômen e se chamam lombares (L_{1-5}); 5 estão fundidas e formam o sacro (S_{1-5}) e as 4 da extremidade inferior são pouco desenvolvidas e constituem o cóccix (Co_1). Estas 9 últimas vértebras fixas situam-se na região da bacia e se chamam também de sacrococcígeanas (Sobotta & Becher, 1977).

Portanto, apenas 24 das 33 vértebras são flexíveis e, destas, as que possuem maior mobilidade são as cervicais (pescoço) e as lombares (abdominais). As vértebras torácicas estão

unidas a 12 pares de costelas, formando a caixa torácica, que limitam seus movimentos. Cada vértebra sustenta o peso de todas as partes do corpo situadas acima dela. Assim sendo, as vértebras inferiores são maiores, visto que sustentam maiores pesos. Entre as vértebras existe um coxim fibrocartilaginoso, disco intervertebral, que atua como amortecedor dos choques a que está sujeita a coluna vertebral. As vértebras também se conectam entre si por ligamentos fibrosos. Os deslizamentos destes ligamentos e a elasticidade dos discos, possibilitam certa mobilidade aos componentes da coluna vertebral (Gardner *et al.*, 1971).

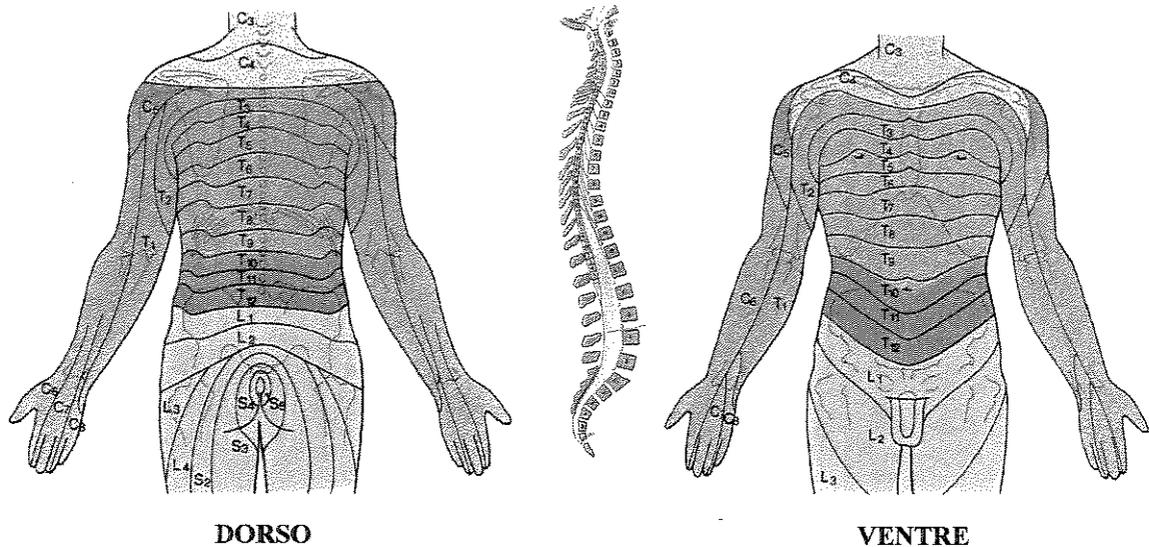


Fig. 2.2 – Posição da medula espinhal no canal vertebral com os segmentos neurais caracterizados por diferentes cores – os segmentos cervicais C₁₋₈ estão em amarelo, os segmentos torácicos T₁₋₁₂ em rosa e roxo, os segmentos lombares L₁₋₅ e os segmentos sacrais S₁₋₅ em azul e o segmento coccígeo Co₁ em branco, e distribuição segmentar nas faces dorsal e ventral do corpo (Sobotta, 1990).

A coluna vertebral tem ainda a função de formar um envoltório ósseo protetor para a medula espinhal, que faz parte do sistema nervoso central e, onde estão os centros sensitivos e motores. A coluna é um dos pontos mais frágeis do organismo. Ela se assemelha a um jogo de armar, que fica na posição vertical, sustentado por diversos músculos, que também são responsáveis por seus movimentos. Sendo uma peça muito delicada, está sujeita a diversas malformações e traumatismos. As malformações podem ser congênicas (existem desde o nascimento da pessoa) ou adquiridas durante a vida, por diversas causas, como o esforço físico, má postura no trabalho, deficiência da musculatura de sustentação, infecções, neoplasias e outras.

Os traumatismos diretos que incidem sobre a coluna vertebral podem provocar lesão irreversível da medula nela contida, assim como das raízes nervosas correspondentes. O trauma geralmente é agudo e inesperado, modificando de forma dramática a vida do indivíduo, podendo torná-lo WDI (Marrotta, 1986). Os traumatismos podem comprometer a medula espinhal, repercutindo sobretudo na inervação muscular, eventualmente determinando hemiseção ou transecção medular. Neste último caso, as alterações funcionais são mais graves, quanto mais elevada for a sua localização. Particularmente importante é o centro motor situado ao nível de C₃₋₅, origem do nervo frênico que inerva o músculo diafragma, responsável direto pela respiração. Também os centros vaso motores simpáticos, que efetuam o controle do calibre dos vasos (arteriais e venosos), localizam-se no segmento toralombor da medula espinhal, T-L (Gardner *et al.*, 1971).

Segundo estatísticas dos EUA e Canadá, a incidência anual de traumas agudos da medula oscila entre 11,5 e 23 casos novos por 1 Milhão de habitantes. A prevalência de paralisia devida aos traumas da medula, quer sejam completos ou parciais (transecção ou hemiseção medular), situa-se em torno de 0,8 por 1.000 (Marrotta, 1986). Ou seja, em 1990 nos EUA, aproximadamente 196.800 pessoas eram paraplégicas ou tetraplégicas devido a traumas agudos de medula. Como os dados do IBGE não especificam as causas da tetraplegia e paraplegia observados na população brasileira, não se pode afirmar que esta mesma taxa é aplicável no Brasil. Observa-se que o número total de casos de tetraplegia e paraplegia relatados pelo IBGE, pelo censo de 1991, é de 248.950 casos. Logo, deve-se supor que as condições brasileiras sejam piores pois, o número mínimo de casos (utilizando a taxa de 0,8/1.000 hab.) é aproximadamente 117.400, bem inferior ao que foi observado pelas estatísticas do IBGE.

Nos EUA, a maior incidência de traumas de medula ocorre na faixa etária compreendida entre 20 e 24 anos, a relação entre os sexos masculino e feminino é no mínimo de 3:1 e a maior incidência é observada nos meses de verão e nos finais de semana (Marrotta, 1986). Os acidentes automobilísticos são a causa mais freqüente de tetraplegia e paraplegia traumáticas. Este grupo compreende os acidentes envolvendo um só ou vários automóveis, acidentes de motocicleta e as vítimas entre pedestres. Outras causas são acidentes de trabalho, mergulhos em água rasa (pe. piscinas), traumas ocorridos durante a prática de esportes (tais como hóquei, rúgbi, hipismo, esqui, etc.) tentativas de suicídio (tais como pular de sacadas e janelas), ferimentos por armas brancas, por

armas de fogo e quedas acidentais não relacionadas com o trabalho, principalmente acidentes domésticos tais como quedas de escadas e de cadeiras (Marrotta, 1986 e Köning *et al.*, 1988).

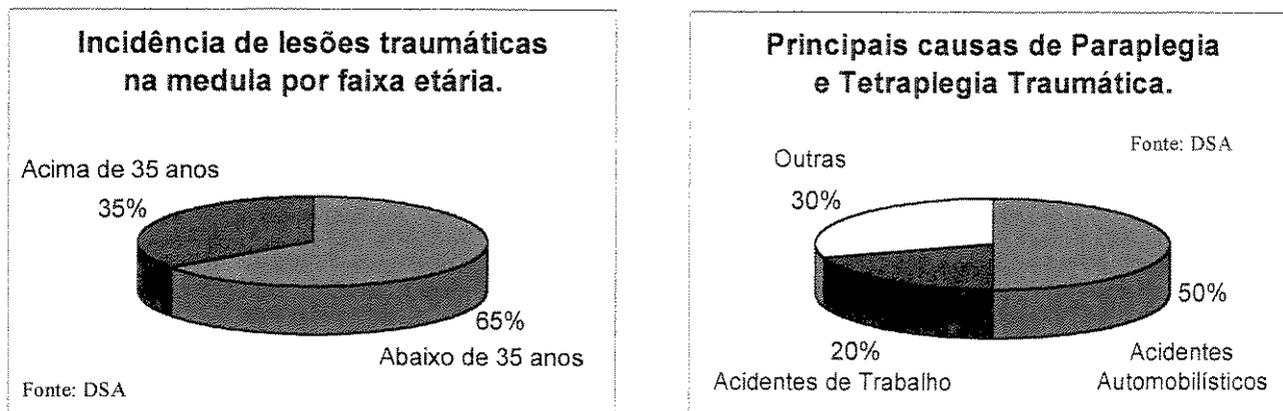


Fig. 2.3 – Distribuição das lesões traumáticas agudas da medula por idade e, das lesões traumáticas agudas da medula por causa, em 1996.

Como mencionado anteriormente, as lesões na região toralômbar são particularmente importantes. Estas lesões, em 50% dos casos, afetam a junção T₁₁-L₁. A incidência de lesão medular completa é mais comum em casos de lesões torácicas, 74%, do que em lesões lombares, 19% (Köning *et al.*, 1988). Os biomecanismos normais da coluna vertebral e dos traumatismos medulares podem ser encontrados como Leitura Complementar em Marrotta (1986) e Kummer (1988). A lesão geralmente consiste na aplicação de força indireta e intensa sobre a coluna vertebral, durante flexão súbita, hiperextensão, compressão de vértebras ou durante a rotação da coluna vertebral.

Estima-se que 40% dos pacientes com lesão traumática da medula evoluem para a morte dentro das primeiras 24 horas. A sobrevivência a longo prazo depende do nível e da gravidade da lesão, da idade do paciente e da disponibilidade de unidades especiais de tratamento, concentrando pessoal competente de diversas disciplinas da área médica. Pessoas com transecção medular são sujeitas a complicações e distúrbios, provocados direta ou indiretamente por uma deficiência fisiológica decorrente da lesão medular. Estes problemas devem ser observados e tratados não apenas durante a internação do paciente, mas também, durante sua reabilitação e retorno ao convívio social. As principais complicações relatadas são: respiratórias, gastrointestinais, cardiovasculares; urinárias, espasmos; contraturas e dor (Frankel *et al.* 1988).

2.3 Mortalidade entre os WDIs

Dados estatísticos norte-americanos revelam que a mortalidade entre os tetraplégicos é 12 vezes maior que a população em geral, enquanto que, a entre paraplégicos é 5 vezes maior. As principais causas de óbito são: insuficiências cardiovasculares, renais, respiratórias, neoplasias e suicídio. Outras causas são: úlceras de decúbito, acidentes, alcoolismo e intoxicação por drogas (Marrotta, 1986).

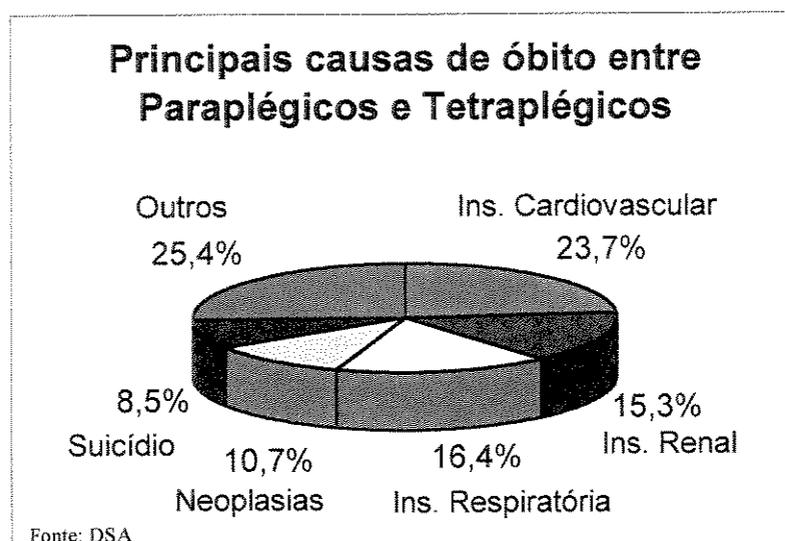


Fig. 2.4 – Principais causas de óbito entre paraplégicos e tetraplégicos, em 1996.

2.4 Acidentes Automobilísticos

Como mostrado na figura 2.3, os acidentes automobilísticos são as principais causas de paraplegia e tetraplegia traumática nos EUA. Segundo dados do Departamento Nacional de Trânsito do Ministério da Justiça, DENATRAN – MJ em 1997, anualmente no Brasil, 45 Mil pessoas morrem devido a acidentes de trânsito (acidentes envolvendo automóveis, caminhões, motocicletas, ônibus, pedestres, etc.) e 350 Mil ficam feridas [7]. O número de mortes no trânsito brasileiro é praticamente igual ao dos EUA que possui uma frota de veículos nove vezes maior que a brasileira.

O Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da USP em São Paulo estima que em 1997, em média, 60% dos feridos no trânsito ficam com seqüelas permanentes, não necessariamente paralisia. No Brasil, os custos envolvidos diretamente na recuperação das seqüelas traumáticas das vítimas destes acidentes (custos ambulatoriais e médicos), ultrapassam os US\$ 4 Bilhões por ano. Nos EUA, estima-se que os acidentes de trânsito resultam em um prejuízo anual total, direto e indireto, superior a US\$ 140 Bilhões (custos ambulatoriais, médicos, seguradoras, recuperação dos veículos, etc.). O Banco Mundial estima que no mundo, os custos diretos chegam à cifra de US\$ 20 Bilhões, as vítimas fatais chegam a 500 Mil, e o número de feridos chega a 15 Milhões por ano.

O Brasil apresenta um índice de fatalidade aproximadamente 4 vezes superior ao de países desenvolvidos. Este índice mede o número de mortes para cada grupo de 10 Mil veículos e é usado internacionalmente para indicar o grau de violência no trânsito. O índice no Brasil é de 9,59. Países como os EUA, a França, a Inglaterra, a Itália e o Japão apresentam índices que variam de 2,50 a 4,00. As Figuras. 2.5 e 2.6 mostram a distribuição das vítimas fatais em acidentes de trânsito no Brasil em 1996 quanto ao sexo, à idade e classe (condutor, passageiro ou pedestre), segundo o Ministério dos Transportes, MT.

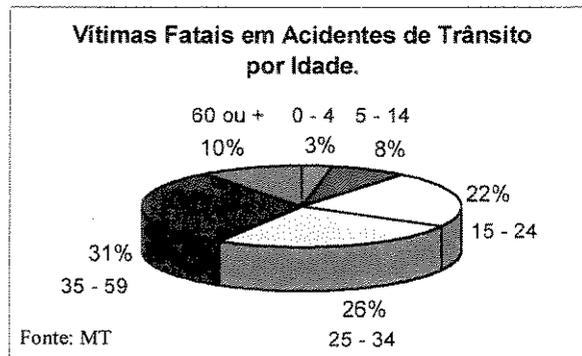
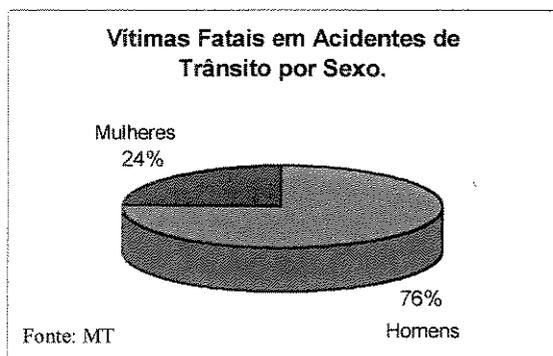


Fig. 2.5 – Distribuição de vítimas fatais no trânsito brasileiro por sexo e por idade, em 1996.

Com a entrada em vigor do Código de Trânsito Brasileiro (CTB) em janeiro de 1998, leis mais rígidas e sistemas de fiscalização mais eficientes começaram a reduzir o número de acidentes e infrações. Mas, passado o impacto inicial da adoção do CTB, estes números voltaram a crescer. A

utilização de radares dotados de câmeras fotográficas nas vias públicas e câmeras de vigilância nas estradas está inibindo novamente as infrações.

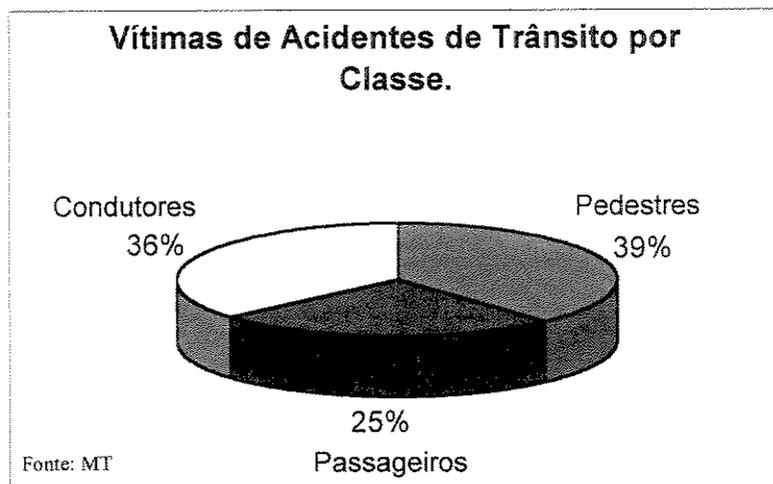


Fig. 2.6 – Distribuição de vítimas fatais no trânsito brasileiro por classe, em 1996.

2.5 Sumário

Neste Capítulo, as principais causas que tornam uma pessoa WDI, bem como as possíveis seqüelas decorrentes foram apresentadas. Verifica-se que a maior parcela de casos de paraplegia e tetraplegia traumática é provocada por acidentes automobilísticos, que a maior parte das vítimas encontra-se na população masculina em faixa etária mais produtiva (até os 35 anos) e, que no Brasil ocorre um número de óbitos causados por acidentes automobilísticos semelhante ao dos EUA, que possui uma frota nove vezes maior que a brasileira. Segundo estimativas do Banco Mundial, os custos mundiais envolvidos diretamente em acidentes automobilísticos estão próximos de US\$ 20 Bilhões anuais (valores excessivamente elevados). Torna-se clara a necessidade de adoção de políticas governamentais mais severas, para punir os responsáveis pelos acidentes e, de políticas educacionais mais eficazes, para conscientizar a população sobre os perigos e conseqüências da imprudência ao volante.

Através da figura 2.2, foi possível compreender como o nível da lesão, no caso de deficiência causada por lesão traumática da medula, determina quais as alterações funcionais sofridas pelo

acidentado. No caso de transecção medular, as alterações são mais graves, quanto mais elevada for a localização da lesão. O nível de comprometimento motor e da função cognitiva, ou seja, da compreensão da realidade e da habilidade de interagir com o meio, são fundamentais para a escolha do tipo de veículo, ou aparelho, que será utilizado para otimizar a função de mobilidade da pessoa, da escolha do grau de autonomia deste veículo e, do tipo de interface a ser utilizada entre o veículo e o seu usuário. Tais aspectos são detalhados nos Capítulos seguintes.

Capítulo 3

Ergonomia

Atualmente, dizer que um produto é ergonômico tornou-se uma boa jogada de *marketing*, assim como que ele é ecológico (não agride o meio ambiente). Mas afinal, o que é ergonomia? Da definição do Dicionário Aurélio: ‘De *erg(o)*- + *-nom(o)*- + *-ia*, conjunto de estudos que visam à organização metódica do trabalho em função do fim proposto e das relações entre o homem e a máquina’ (Ferreira, 1991). Uma definição mais abrangente foi dada pela *Ergonomics Research Society* da Inglaterra, ‘*Ergonomia é o estudo do relacionamento entre o homem e o seu trabalho, equipamento e ambiente, e particularmente a aplicação dos conhecimentos de anatomia, fisiologia e psicologia na solução dos problemas surgidos desse relacionamento*’ (Iida, 1990).

Pelas definições acima citadas, é possível verificar a importância da ergonomia na vida cotidiana das pessoas e, particularmente, a importância de se levar em conta as características anatômicas, psicológicas e fisiológicas das pessoas para lhes proporcionar conforto e melhorar seu relacionamento com o ambiente e com outras pessoas.

No caso específico de um projeto ergonômico de veículos voltados para WDI, os seguintes fatores devem ser levados em conta:

- **Usuário** – suas características físicas, fisiológicas, psicológicas e sociais;
- **Veículo** – acessibilidade e conforto do usuário, facilidade de transporte, manutenção e modularidade do veículo e maximização da mobilidade independente eficiente do usuário;

- **Ambiente** – tipo de solo, de ambiente (aberto ou fechado), obstáculos existentes, a melhora da acessibilidade do ambiente, a retirada de obstáculos físicos à movimentação do veículo (ABNT, 1994);
- **Imagem do veículo** – evitar a associação do usuário com invalidez e incapacidade, fato muito freqüente em cadeiras de rodas convencionais, melhorando o aspecto psicológico do usuário, dando-lhe uma imagem corporal saudável e atraente (Cooper, 1998);
- **Interface** – adequar os tipos de interface usuário – veículo a cada tipo de deficiência do usuário, maximizando o seu conforto;
- **Conseqüências da utilização do veículo** – gasto de energia, fadiga e *stress*, prevenir e minimizar deformidades e lesões decorrentes de má postura do usuário e, para protegê-lo no veículo.

É difícil descrever separadamente nestes fatores, visto serem eles fortemente “*acoplados*” ou dependentes. Por este motivo, inicialmente são abordadas as características físicas (em especial antropométricas) e fisiológicas do usuário, o conforto do assento e tipos de interface entre o usuário e o veículo. A biomecânica envolvida no processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais e os fatores que afetam o desempenho deste tipo de veículo são abordados no Capítulo 5. É necessário enfatizar que a modularidade do veículo é essencial para permitir a acoplagem de aparelhos que minimizem as seqüelas, comuns em pessoas portadoras de deficiência física por lesão traumática.

3.1 Antropometria

Ao se projetar um veículo para WDIs, deve-se levar em conta suas medidas antropométricas para verificar os limites de alcance do usuário no manuseio de objetos e dos controles do veículo e, para melhorar seu posicionamento dentro do próprio veículo, evitando o surgimento de lesões, deformações e ferimentos.

Entretanto, a manufatura e montagem de partes feitas sob medida encarecem o custo final do veículo, podendo torná-lo proibitivo. Soluções viáveis para este problema podem surgir através da utilização de dados antropométricos da população, da utilização de partes ajustáveis no veículo e da

modularidade do veículo, permitindo o intercâmbio de peças / partes do assento e encosto, de acordo com as necessidades do usuário. No Brasil, infelizmente, ainda não existem medidas antropométricas normalizadas da população. A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) tem projeto para normalizá-las baseadas em medidas norte-americanas. Isto significa que não existem, ainda medidas abrangentes e confiáveis da população brasileira.

Uma das tabelas de medidas antropométricas mais completas conhecidas é a norma alemã DIN 33402 e suas atualizações. Nelas, os resultados são apresentados em percentís de 5, 50 e 95% da população de homens e mulheres, para 19 faixas etárias, entre 3 a 65 anos de idade, e a média para adultos entre 16 a 60 anos.

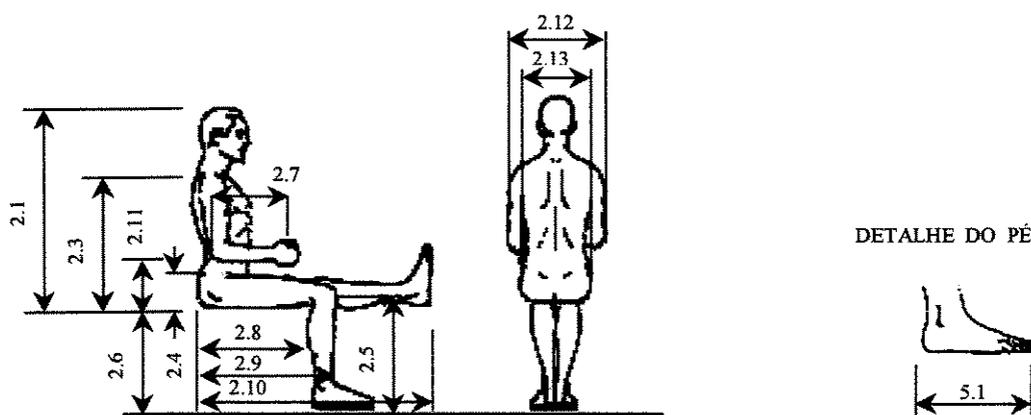


Fig. 3.1 – Variáveis usadas em medidas antropométricas estáticas do corpo (Iida, 1990). Os números representam as medidas mostradas na tabela 3.1

Alguns levantamentos parciais foram efetuados no Rio de Janeiro, Paraná, Santa Catarina e Rio Grande do Sul. Isto torna limitada a disponibilidade de medidas brasileiras, sendo difícil sua comparação com outras estrangeiras. Também o fato de que as variáveis utilizadas e as condições em que foram realizadas as medidas nem sempre serem idênticas, dificulta ainda mais esta comparação (Iida, 1990).

Mesmo com estas limitações, comparações realizadas com povos estrangeiros demonstraram que os brasileiros apresentam muita semelhança com os europeus mediterrâneos (portugueses, espanhóis, franceses, italianos, gregos). São menores que os nórdicos (suecos, noruegueses, dinamarqueses) e maiores que os povos asiáticos em geral.

Estes dados, contudo, podem não refletir a realidade brasileira, visto que, a região na qual os dados foram coletados (Sul e Sudeste), é tipicamente de imigração européia, em especial, européia mediterrânea. Na falta de dados mais realistas da população brasileira, pode-se concluir que, pelo menos nas regiões Sul e Sudeste, as medidas antropométricas disponíveis de brasileiros não apresentam grandes discrepâncias em relação à tabelas estrangeiras.

Como, em geral, os projetos de antropometria aplicada consideram toleráveis os erros de até 5%, pode-se adotar tabelas estrangeiras no caso brasileiro, pelo menos em abordagem inicial do problema. Uma das tabelas da norma alemã DIN 33402 é apresentada na tabela 3.1. Sua comparação com os dados disponíveis sobre os trabalhadores brasileiros das regiões sul e sudeste (tabela 3.2) mostra que por estar dentro desta margem de erro, ela se enquadra no caso de abordagem inicial.

Tab. 3.1 – Dados antropométricos – média para adultos entre 16 e 60 anos (DIN 33402).

Medidas de Antropometria Estática [cm]	Mulheres			Homens		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
1.7 – comprimento do braço na horizontal, até as pontas dos dedos	68,8	79,5	90,2	77,7	86,6	95,5
2.1 – altura da cabeça, a partir do assento (corpo ereto)	80,5	85,7	91,4	84,9	90,7	96,2
2.3 – altura dos ombros, a partir do assento (ereto)	53,8	58,5	63,1	56,1	61,0	65,5
2.4 – altura do cotovelo, a partir do assento (ereto)	19,1	23,3	27,8	19,3	23,0	28,0
2.5 – altura do joelho (sentado)	46,2	50,2	54,2	49,3	53,5	57,4
2.6 – altura poplíteia (parte inferior da coxa)	31,5	39,5	43,4	39,9	44,2	48,0
2.7 – comprimento do antebraço, na horizontal até o centro da mão	29,2	32,2	36,4	32,7	36,2	38,9
2.8 – comprimento nádega–poplíteia	42,6	48,4	53,2	45,2	50,0	55,2
2.9 – comprimento nádega–joelho	53,0	58,7	63,1	55,4	59,9	64,5
2.11 – altura da parte superior da coxa	11,8	14,4	17,3	11,7	13,6	15,7
2.12 – largura entre cotovelos	37,0	45,6	54,4	39,9	45,1	51,2
2.13 – largura dos quadris (sentado)	34,0	38,7	45,1	32,5	36,2	39,1
5.1 – comprimento do pé	22,1	24,2	26,4	24,0	26,0	28,1

Deve-se ressaltar que é sempre recomendável que eventuais ajustes no projeto para a população brasileira sejam realizados durante a fase de testes deste projeto, com uma amostra de possíveis usuários do produto ou sistema em desenvolvimento.

Tab. 3.2 - Comparação entre as medidas apresentadas pela norma DIN 33402 e de trabalhadores brasileiros (Iida, 1990).

Medidas de Antropometria Estática [cm]	Mulheres (50%)			Homens (50%)		
	DIN	Brasil	Dif. %	DIN	Brasil	Dif. %
1.1 – estatura (ereto)	161,9	157,3	2,8	173,3	169,7	2,1
2.1 – altura da cabeça (sentado)	85,7	83,0	3,2	90,7	87,3	3,7
2.5 – altura do joelho	50,0	50,1	- 0,2	53,5	55,0	- 2,8
2.9 – comprimento nádega/joelho	58,7	58,1	1,0	59,9	60,2	- 0,5

Os dados de antropometria estática servem como primeira aproximação para o dimensionamento de produtos ou para os casos em que os movimentos corporais são pequenos. Porém, na maioria dos casos, as pessoas não estão completamente paradas. Quase sempre, estão manipulando algum objeto.

Se o produto for dimensionado com dados de antropometria estática, será necessário, posteriormente, promover alguns ajustes para acomodar os principais movimentos corporais. Ou, quando estes movimentos já são previamente definidos, pode-se usar os dados da antropometria dinâmica, fazendo com que o projeto considere melhor as condições reais de operação (Tillman & Tillman, 1991).

Mas, como usar os dados de antropometria estática para projetar um veículo para deficientes? Para o caso de pessoas sem comprometimento motor dos membros superiores, deve-se combinar as medidas mínimas e máximas da população.

Como quase sempre as maiores medidas máximas são as masculinas e, as menores mínimas, as femininas, o máximo é representado pelo percentís 95% dos homens e, o mínimo, pelo percentís 5% das mulheres. A tabela 3.3 mostra como combinar estas medidas. Em geral, as aberturas e passagens devem ser dimensionadas pelo máximo (cor azul na tabela 3.3) e, os alcances, pelo mínimo (cor vermelha na tabela 3.3).

Tab. 3.3 – Uso de medidas antropométricas máxima e mínima para o dimensionamento de assentos (DIN 33402).

Medidas de Antropometria Estática [cm]	Critério		Mulheres		Homens		Medida Adotada
	MIN	MAX	5 %	95 %	5 %	95 %	
1.7 – comprimento do braço na horizontal, até as pontas dos dedos	X		68,8	90,2	77,7	95,5	68,8
2.1 – altura da cabeça, a partir do assento (corpo ereto)	X		80,5	91,4	84,9	96,2	80,5
2.3 – altura dos ombros, a partir do assento (ereto)	X		53,8	63,1	56,1	65,5	53,8
2.4 – altura do cotovelo, a partir do assento (ereto)		X	19,1	27,8	19,3	28,0	28,0
2.5 – altura do joelho (sentado)		X	46,2	54,2	49,3	57,4	57,4
2.6 – altura poplíteia (parte inferior da coxa)		X	31,5	43,4	39,9	48,0	48,0
2.7 – comprimento do antebraço, na horizontal até o centro da mão	X		29,2	36,4	32,7	38,9	29,2
2.8 – comprimento nádega–poplíteia	X		42,6	53,2	45,2	55,2	42,6
2.9 – comprimento nádega–joelho		X	53,0	63,1	55,4	64,5	64,5
2.11 – altura da parte superior da coxa		X	11,8	17,3	11,7	15,7	15,7
2.12 – largura entre cotovelos		X	37,0	54,4	39,9	51,2	51,2
2.13 – largura dos quadris (sentado)		X	34,0	45,1	32,5	39,1	39,1
5.1 – comprimento do pé		X	22,1	26,4	24,0	28,1	28,1

No caso de pessoas com comprometimento de movimentos nos membros superiores, as medidas de alcances não podem ser adotadas simplesmente levando em conta os dados de antropometria estática. É necessário fazer estudos individualizados de antropometria dinâmica para cada caso de deficiência motora, sendo impossível generalizar soluções.

A figura 3.2 mostra os alcances máximos e preferenciais para uma pessoa normal ou com algum tipo de deficiência ou lesão que não tenha afetado a coordenação motora dos movimentos dos membros superiores, propiciando uma atividade muscular normal nesta região.

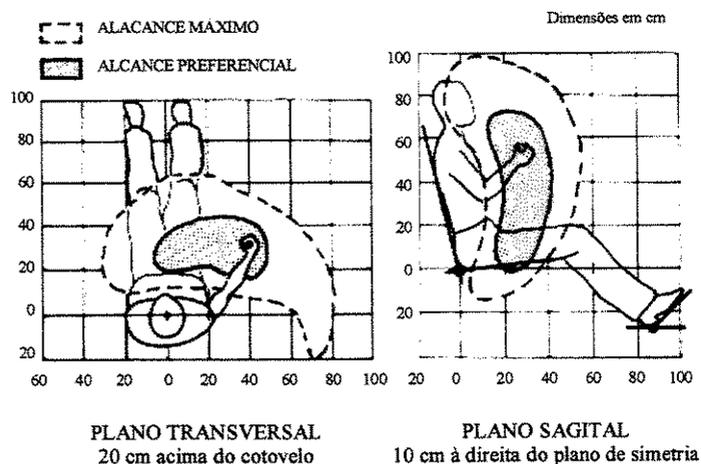


Fig. 3.2 - Exemplo de alcances máximos e preferenciais para uma pessoa sentada (Iida, 1990).

3.2 Cadeiras de Rodas

As cadeiras de rodas podem ser divididas em três classes distintas:

- | | | |
|---------|---|---|
| Manuais | { | <p>Padrão – quatro rodas com apoio para os braços e encosto para as costas</p> <p>Esportivas – sem manopla e apoio de braço e com encosto das costas mais baixo</p> |
| | | <p>Motorizadas – com velocidade máximas variando entre 10 e 15 km/h</p> |
| Outras | { | <p>Triciclos</p> <p>Cadeiras p/ Banho</p> <p>Cadeiras que posicionam o indivíduo em pé, etc.</p> |

A norma brasileira NBR9050 (ABNT, 1994), recomenda as dimensões e alcances para cadeiras de rodas manuais e várias soluções para a adequação do mobiliário, de edificações e para permitir a acessibilidade de pessoas portadoras de deficiências. Ela traz recomendações visando atender o maior número possível de situações, visto que a grande variedade de limitações motoras existentes impede a adoção de regras fixas ou determinação de padrões. Para vários casos é necessário adotar soluções particulares.

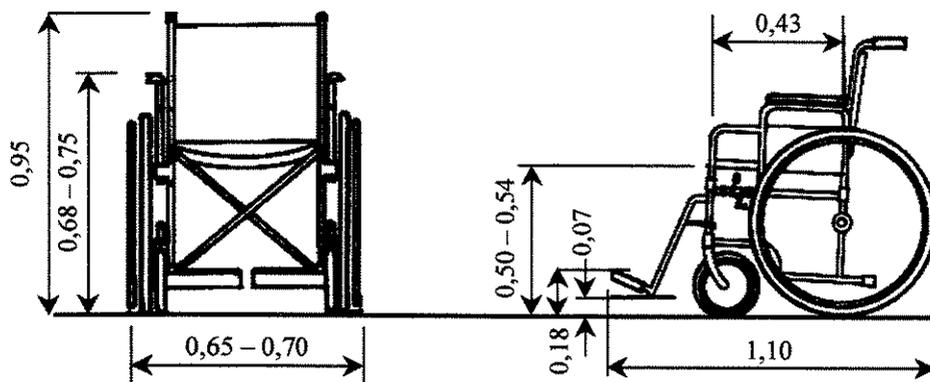


Fig. 3.3 – Recomendações da NBR9050 (ABNT, 1994) para dimensionamento de cadeiras de rodas manuais, medidas em [m].

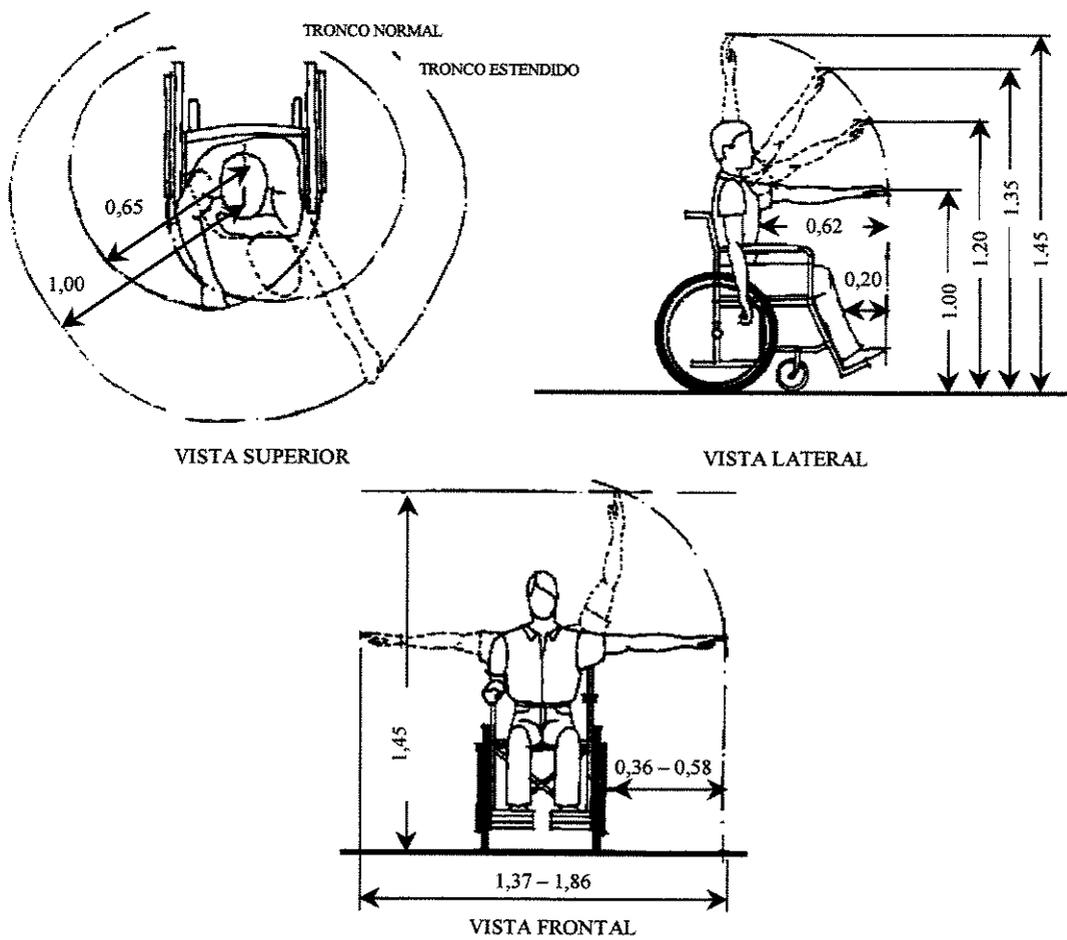


Fig. 3.4 – Recomendações da NBR9050 (ABNT, 1994) para alcances em cadeiras de rodas manuais, medidas em [m].

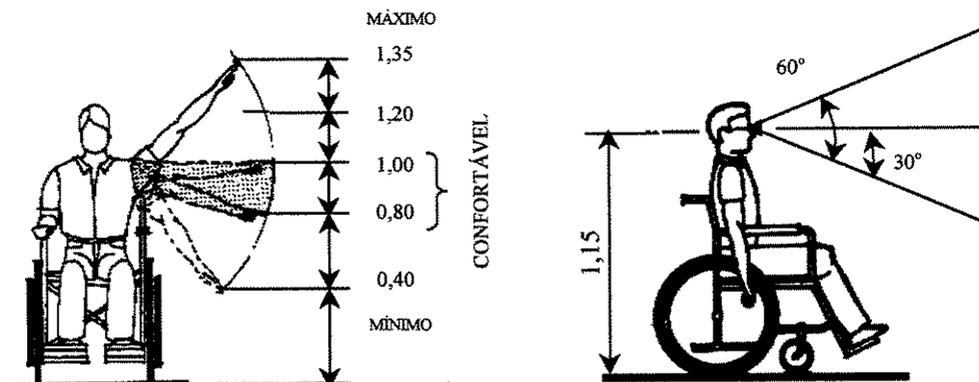


Fig. 3.5 – Recomendações da NBR9050 (ABNT, 1994) para alcances confortáveis para manipular objetos e para visão em cadeiras de rodas manuais, medidas em [m].

O projeto inicial de qualquer veículo destinado a WDI's no Brasil deve tentar seguir as recomendações de dimensionamento da NBR9050 (ABNT, 1994), visto que, deste modo, pode-se aplicar as recomendações de adaptação do ambiente e mobiliário.

3.2.1 Estofamentos e Assento – *Seating*

O grande interesse que o problema do estofamento e do assento tem despertado entre os pesquisadores em ergonomia pode ser justificado pelo fato de que na vida moderna, muitas pessoas chegam a passar mais de 20 horas por dia nas posições sentada e deitada. No caso específico de WDI's, este problema é muito mais grave, visto que, além da degeneração da musculatura, que pode ocasionar sérios problemas de postura (escoliose, lordose, etc.), a pressão exercida pelo corpo na região glútea causa redução da irrigação sanguínea local, necrose da pele e formação de úlceras (Gilsdorf *et al.*, 1990).

Neste contexto, é necessário encontrar o assento adequado que aumente a independência do WDI, maximize suas funções e suporte corporal¹, melhorando sua qualidade de vida, previna e amenize deformidades e degenerações decorrentes, ou não, da utilização do veículo.

¹ O “*aumento da função*” significa facilitar processos como: ir ao banheiro, vestir-se, ter um vida social, melhorar a acessibilidade, etc. Já “*suporte corporal*” significa: apoios dos braços e pés, redução de movimentos involuntários, evitar/minimizar contraturas e deformidades, distribuir melhor o peso, etc.

É óbvio que, em muitos casos, devido às deformações e degenerações musculares do WDI, não é possível seguir padrões de dimensões, sendo então necessário que uma equipe multidisciplinar prescreva, ou até mesmo, molde um assento que ofereça uma melhoria nas funções do WDI e não aumente o seu grau de deformação ou degeneração. Para portadores de doenças neuromusculares, mesmo com o uso de coletes para fixação do usuário no assento, a deformidade da coluna pode ocorrer.

A seleção do estofamento e assento apropriados deve levar em conta os seguintes fatores (Cooper, 1998):

- Estabilidade do apoio para a função dos membros superiores;
- Distribuição de pressão;
- Manutenção da postura para a prevenção de deformidades;
- Peso;
- Facilidade de limpeza e durabilidade.

O alívio e a distribuição de pressão é uma consideração muito importante para WDIs sem sensibilidade nos membros inferiores e para idosos, bem como para aqueles que, por motivos de incapacidade física ou mental, ficam imóveis por longos períodos.

Na posição sentada, o corpo entra em contato com o assento, quase que apenas através de sua estrutura óssea. Este contato é feito por dois ossos de forma arredondada, situados na bacia, chamados de tuberosidades isquiáticas (Tood & Thacker, 1994). Estes ossos assemelham-se a uma pirâmide invertida, quando vistos de perfil (figura 3.6). O Centro de Gravidade de um WDI assentado (representado na figura. 3.6 pelo círculo azul e pela abreviação CG), no caso de pessoas sem perda de peso/massa muscular expressiva, é localizado em uma posição um pouco anterior à 2^a vértebra Sacra. Geralmente WDIs mais pesados mas, não obesos, são mais estáveis na posição assentada quando comparados a WDIs com perda de peso/massa muscular.

As tuberosidades isquiáticas são cobertas por uma fina camada de tecido muscular e uma pele grossa, adequada para suportar grandes pressões. Em apenas 25 cm² de superfície de pele sob estes ossos, concentram-se 75% do peso total do corpo sentado (Bridger, 1995). Já no caso de WDIs com acentuada perda de peso/massa muscular nos membros inferiores, as trocânteres também tem um papel importante, visto que o contato entre eles e as laterais do assento pode ocorrer.

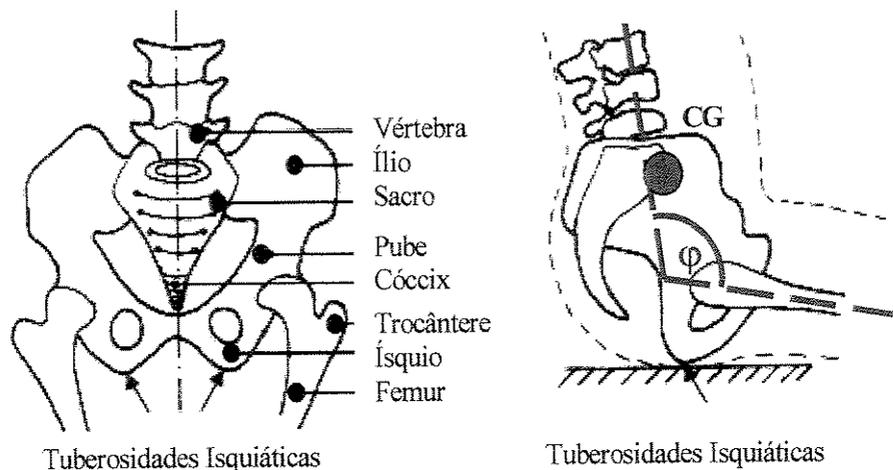


Fig. 3.6 - Estrutura dos ossos da bacia (Iida, 1990).

Os assentos também podem ser classificados em função do ângulo de flexão anatômico que produzem (eixo do fêmur vs. pélvis, na figura 3.6, ângulo ϕ). Este ângulo não corresponde ao ângulo mecânico do assento, devido ao escorregamento do WDI no assento. Por exemplo, um ângulo mecânico de 90° equivale a um ângulo de flexão anatômico de aproximadamente 100°. Para uma boa distribuição do peso, o ideal é utilizar assentos que produzam ângulos próximos a 90°. Verifica-se, pela figura 3.7 que os assentos mais indicados são os do tipo *Pelvic Well* e *Contoured Seat*.

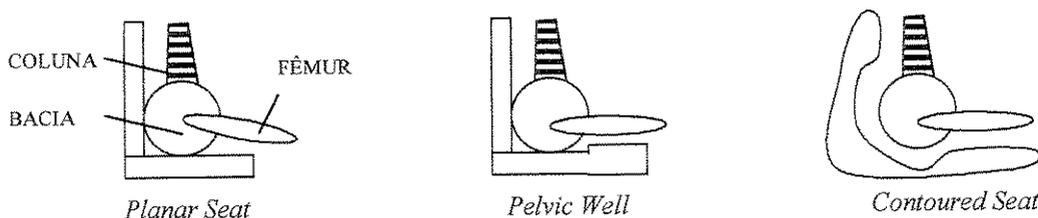


Fig. 3.7 – Esquema representativo para a classificação dos assentos quanto ao ângulo de flexão anatômico.

Quanto aos estofamentos, pode-se afirmar que nenhum estofamento evitará ulcerações com sucesso sem um adequado sistema de transferência de peso. Em geral, as pressões isquiáticas não devem exceder $0,67 \text{ N/cm}^2$ e as pressões sob o cóccix devem ser menores do que $0,27 \text{ N/cm}^2$. A superfície distal da coxa (periferia) pode tolerar uma pressão relativamente alta, de até $1,33 \text{ N/cm}^2$. Uma maneira prática de avaliar a adequação de um estofamento no requisito alívio de pressão, é monitorar cuidadosamente a pele do indivíduo quanto a eritema (rubor) após períodos sentado no estofamento, iniciando com 15 minutos, e aumentando o tempo até 4 horas em intervalos de 15 minutos (Cooper, 1998).

Até recentemente, costumava-se recomendar estofamentos duros, pois estes são mais adequados para suportar o peso do corpo. Os estofamentos muito macios não proporcionam um bom suporte e, além disto, a pressão se distribui para outras regiões das nádegas e pernas, que não são adequadas para suportar as pressões, causando estrangulamento da circulação sangüínea nos capilares, o que provoca dores e fadiga². Porém, uma situação intermediária, com uma leve camada de estofamento mostrou-se benéfica, reduzindo a pressão máxima em cerca de 400% e aumentando a área de contato de 900 para 1050 cm^2 , sem prejudicar a postura (Iida, 1990). Esta situação é ilustrada na figura 3.8.

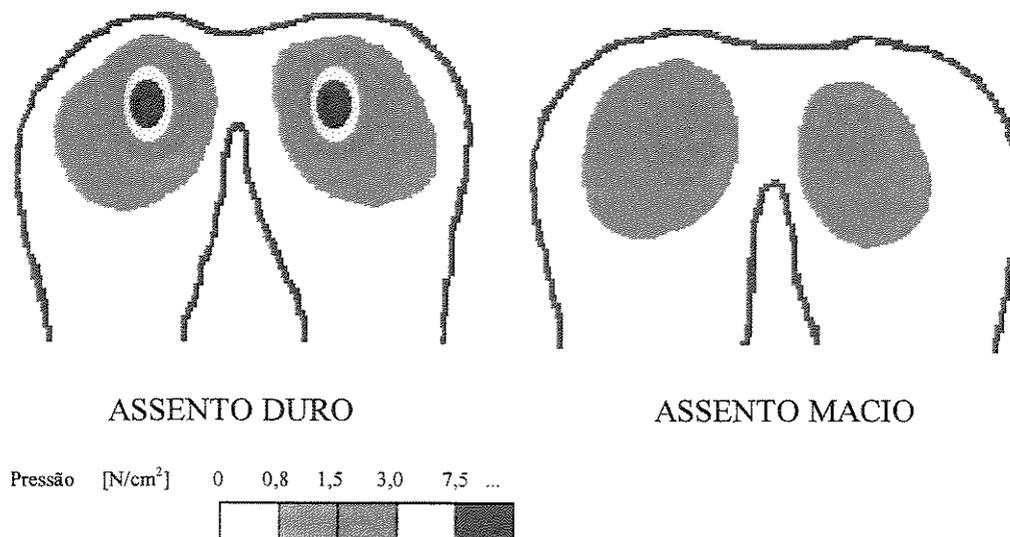


Fig. 3.8 - Distribuição de pressão sobre o assento, com estofamento duro e macio (Iida, 1990).

² Em usuários de cadeiras de rodas, os efeitos do estrangulamento da circulação sangüínea aparecem tardiamente, na forma de necrose da pele e formação de úlceras, visto que a falta de sensibilidade acaba “mascarando” o problema.

Portanto, um estofamento pouco espesso, de preferência com densidades diferentes de espuma, colocado sobre uma base rígida, que não se afunde com o peso do corpo, ajuda a distribuir a pressão e proporciona maior estabilidade ao corpo, contribuindo para a redução do desconforto, da fadiga e de problemas de circulação sanguínea (Rosenthal *et al.*, 1996).

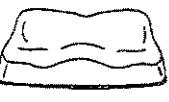
O material usado para revestir o assento deve ter característica anti-derrapante e ter capacidade de dissipar o calor e a umidade gerados pelo corpo. Um exemplo de material recomendado é o couro, por outro lado, não são recomendados o corvim e plásticos lisos e impermeáveis. Especial atenção deve ser dada às costuras, dobras e rugas no assento e no encosto, pois podem causar sérias escaras de decúbito (McLaurin & Brubaker, 1991).

A reclinção do usuário para frente e para trás em certos intervalos de tempo faz com que as nádegas do usuário se acomodem melhor no assento, reduzindo a pressão na região dos ísquios e as forças de cisalhamento indesejáveis existentes entre as nádegas e o assento, melhorando a irrigação sanguínea local (Gilsdorf, 1990).

Outro aspecto que deve ser levado em conta é o nível de vibração a que o WDI estará sujeito durante o uso da cadeira de rodas. O assento e o seu estofamento devem ser capazes de atenuar as vibrações produzidas por irregularidades do piso, por manobras de curvas, acelerações e desacelerações, evitando assim o *stress* e o escorregamento do WDI no assento. Não existem estudos ergonômicos específicos para usuários de cadeiras de rodas mas, a literatura recomenda de modo geral que os limites das acelerações das oscilações fiquem entre 0,3 e 0,45 m/s² para longas exposições (Brigder, 1995 e Grandjean, 1998).

Não existe um tipo de estofamento ideal para todos os usuários, cada caso é um caso, é sempre necessário que a equipe multidisciplinar analise a deformidade do WDI antes de prescrever o tipo de estofamento. Muitas vezes o usuário não se adapta a determinado tipo e prefere outro não tão eficiente mas, que para ele é o ideal. A tabela 3.4 deve ser interpretada como uma referência e não como uma regra.

Tab. 3.4 – Características dos estofamentos (Cooper, 1998).

Tipo de Estofamento	Alívio de Pressão	Estabilidade Sentado	Dissipação do Calor	Limpeza	Durabilidade	Custo
 ESPUMA MOLDADA COM GEL	BOM	BOA A EXCELENTE	MODERADA A BOA	EXCELENTE	BOA A EXCELENTE	ALTO
 VIOSIDADES COM AR	EXCELENTE	RUIM A MODERADA	BOA A EXCELENTE	EXCELENTE	MODERADA A BOA	ALTO
 PREENCHIDA COM GEL	BOM	MODERADA A BOA	EXCELENTE	EXCELENTE	MODERADA	MODERADO A ALTO
 ESPUMA MODELADA	MODERADO A BOM	EXCELENTE	MODERADA A RUIM	EXCELENTE	EXCELENTE	MODERADO A ALTO
 ESPUMA	MODERADO A BOM	BOA	MODERADA	RUIM	MODERADA A BOA	BAIXO
 PREENCHIDA COM AR	MODERADO	BOA A EXCELENTE	MODERADA A BOA	EXCELENTE	BOA	MODERADO

3.2.2 Dimensões e Recomendações

Para dimensionar o assento do usuário, os seguintes itens são essenciais:

1. Largura do Assento;
2. Altura do Assento;
3. Profundidade do Assento;
4. Ângulo de Inclinação do Assento (*Tilt*);
5. Altura do Encosto das Costas;
6. Altura do Apoio de Braço.

De acordo com Cooper (1998), as medidas recomendadas para o correto posicionamento do usuário do veículo devem ser (figura 3.9):

- A largura do assento deve ser 25,4 mm (1") maior que a parte mais larga das nádegas, os chamados culotes (A);
- A altura do assento deve ser 50,8 mm (2") maior que a distância da base do calcanhar à região poplíteia (B);
- A profundidade do assento deve ser de 25,4 a 50,8 mm (1 a 2") maior que a distância da região poplíteia à parte posterior das nádegas (C);
- A altura do encosto das costas deve ser 50,8 mm (2") menor do que a distância da base da escápula à superfície do assento (D);
- A altura do apoio de braço deve ter a medida da distância da base das nádegas ao cotovelo (E).

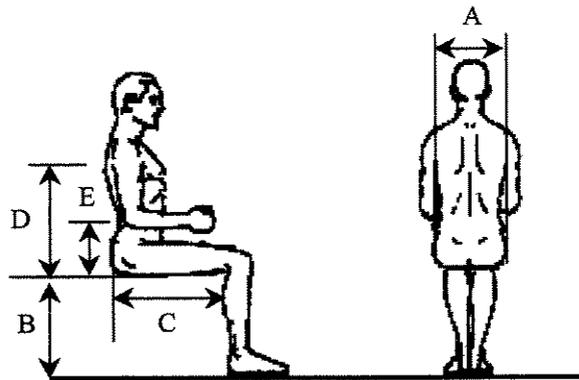


Fig. 3.9 – Medidas essenciais do veículo para o adequado posicionamento do usuário.

Um inadequado dimensionamento do assento pode causar vários problemas para os usuários de cadeiras de rodas. A seguir são comentados alguns destes problemas sendo dada uma ênfase maior aos três últimos itens por serem eles os menos abordados na literatura:

Largura do Assento: Um assento largo gera instabilidade para o usuário assentado, enquanto que no caso de um assento estreito, há um aumento de pressão na região dos ísquios, região do apoio de braços, etc. Um cuidado especial deve ser tomado no posicionamento dos tubos de fixação do assento, para que não fiquem na região dos trocânteres do usuário.

Profundidade do Assento: Um assento curto causa a instabilidade do usuário quando assentado, aumentando também o peso sobre a região isquiática, já um assento longo gera uma extensão dos joelhos, fazendo com que o usuário assuma uma posição sacral, aumentando o peso sobre esta região e causando dores lombares e sacrais.

Altura do Encosto das Costas: Historicamente, este problema tem sido pouco abordado. Para uma ótima distribuição de peso sob as coxas e áreas isquiáticas, há necessidade de um apoio lombar adequado. Sem o apoio lombar, há tendência do usuário desenvolver uma postura sentada sacral (figura 3.10-a), a qual pode resultar em ulcerações isquiáticas e sacrais, cifose torácica aumentada e sobrecarga da musculatura dorsal superior.

O uso de uma superfície de assento mais estável e um apoio lombar apropriado (figura 3.10-b) implica em uma melhora significativa da postura sentada. Deste modo, além de diminuir a carga nas proeminências ósseas, o tórax, a cabeça e o pescoço adquirem um maior equilíbrio, reduzindo o esforço do pescoço e do dorso superior e melhorando a função respiratória.

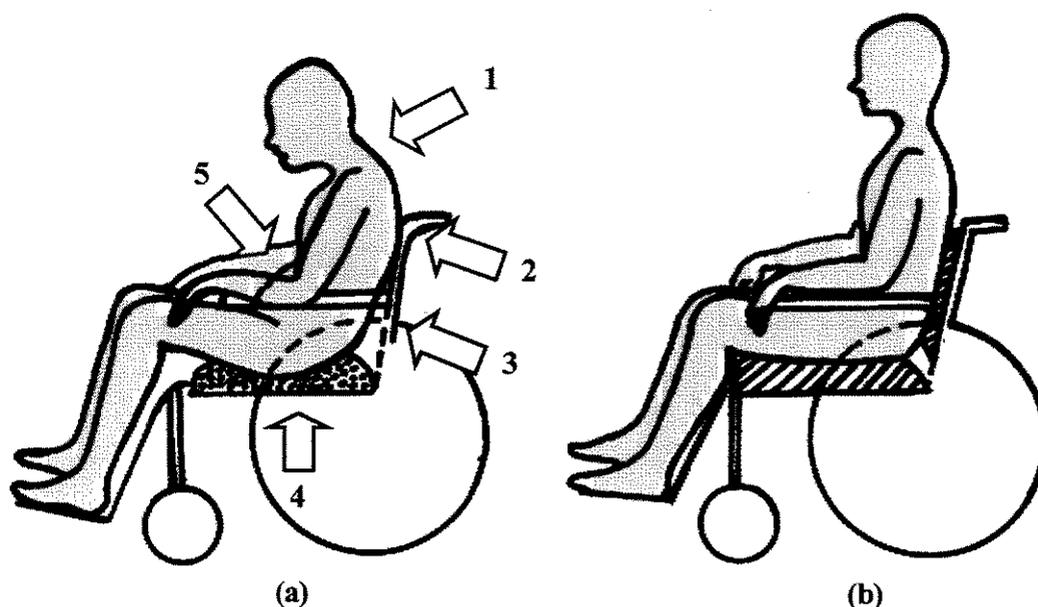


Fig. 3.10 – Assento e apoio lombar (a) inadequados e (b) apropriados.

A altura do encosto deve ser baixa o suficiente para não empurrar as escápulas e ombros para frente, porém alta o suficiente para proporcionar o apoio adequado para a região lombar. Uma regra geral é que para usuários com controle de tronco anormal acima de T₈₋₁₀ mas, com bom controle de cabeça, o encosto deve subir até 50 mm da borda inferior das escápulas (Cooper, 1998).

Na figura 3.10-a pode-se observar os efeitos produzidos pela utilização de assentos e apoios lombares inadequados no usuário de cadeiras de rodas: a postura sentada sacral resulta em: (1) sobrecarga do pescoço e da parte superior do dorso, (2) pressão escapular excessiva, (3) superalongamento dos extensores lombares, (4) pressão sacral excessiva e, (5) pouca ventilação. O assento e o apoio lombar apropriados, figura 3.10-b, melhoram as funções e a estética do usuário (Cooper, 1998).

Apoios de Braços: A utilização de suportes para os braços, para muitos usuários, pode ajudar significativamente em tarefas de transferências e deslocamentos de peso, e pode reduzir em até 20% a pressão e o peso sobre os ísquios, sustentando o peso dos membros superiores e mantendo o equilíbrio do tronco. O ideal é que os braços sejam removíveis, pois isto facilita as transferências do usuário.

Também é necessário que o mobiliário e o ambiente sejam adaptados para facilitar as tarefas de transferência e outras atividades cotidianas. A norma NBR9050 (ABNT, 1994) recomenda várias alterações para melhorar a acessibilidade do deficiente físico nos mais variados ambientes (prédios, casas, banheiros, corredores, etc.). Por exemplo, a adoção de barras laterais é uma opção barata e eficiente mas, elas devem ser muito bem posicionadas para auxiliar o deficiente físico. A figura 3.11 ilustra bem a dificuldade encontrada por um deficiente físico para executar uma tarefa cotidiana bem comum: ir à bacia sanitária. A utilização de barras laterais no *box* auxilia esta operação.



Fig. 3.11 – Exemplo de operação de transferência frontal: da cadeira para a bacia sanitária.

Como pode ser observado na figura 3.11, tarefas de transferência podem ser muito difíceis de serem executadas por dependentes de cadeiras de rodas, especialmente quanto maior for seu comprometimento motor. Pessoas que possuem lesões cervicais (C_{1-8}) muitas vezes são totalmente dependentes de auxílio externo para tarefas cotidianas e, principalmente, para tarefas de transferência. Para isto, este auxílio externo deve ser executado com o auxílio de aparelhos próprios para evitar lesões, acidentes, *stress*, etc., tanto no usuário, como na pessoa que o auxilia (Garg *et al.*, 1991-a, b e c).

Ângulo de Inclinação do Assento (*Tilt*): Primeiramente é necessário explicar que este ângulo é a inclinação do assento em relação ao solo e não do encosto em relação ao assento. O *Tilt* é um fator importante no processo de transferência do usuário, no ciclo de propulsão de cadeiras de rodas manuais e também no alívio de pressão na região glútea. Seu controle é feito através da placa do mancal da cadeira (ver figura 3.14), no caso de cadeiras com *Tilt* fixo ou, por pistões, no caso de cadeiras com *Tilt* móvel.

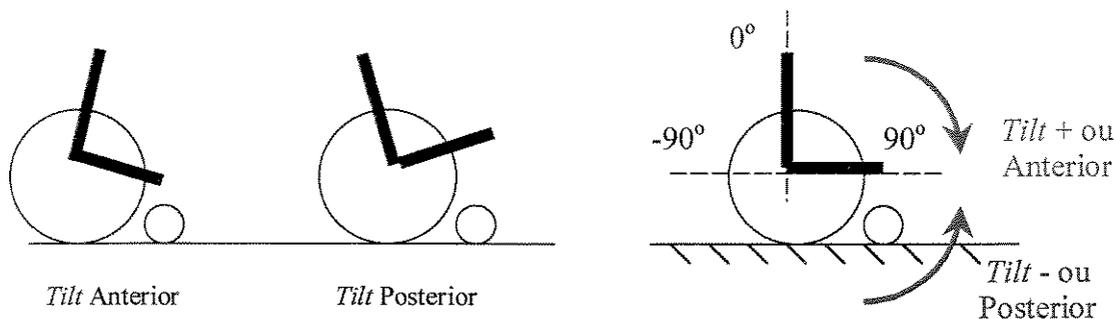


Fig. 3.12 – Ilustração do *Tilt* em cadeiras de rodas.

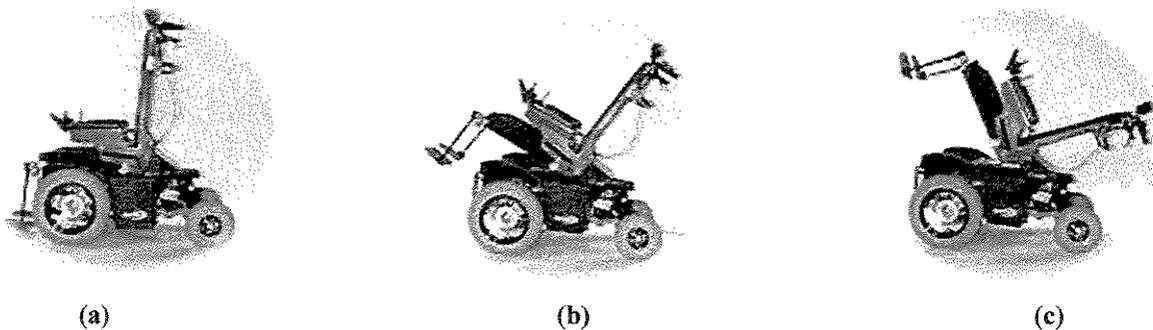


Fig. 3.13 – Fotos de uma cadeira de rodas com *Tilt* móvel. *Tilt* Posterior a 0° (a); a 45° (b) e, a 75° (c).

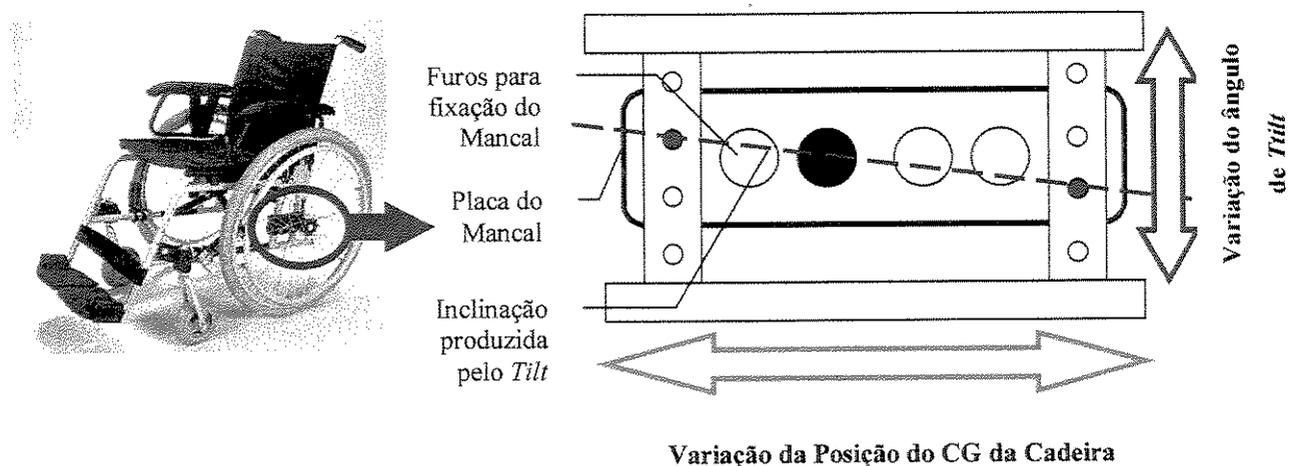


Fig. 3.14 – Detalhe da placa do mancal de cadeiras de rodas manuais.

O *Tilt* Posterior (geralmente de 45° a 55°) é utilizado para distribuir melhor o peso do usuário, relaxando-o para alinhar melhor sua cabeça, pescoço e tronco. No caso específico de usuários com dificuldades para respirar, recomenda-se um *Tilt* a 45° e, de usuários com dificuldades de deglutição, *Tilt* a 30° . Já o *Tilt* Anterior é empregado para retificar o tronco, fornecer um controle melhor dos membros superiores e facilitar tarefas de transferências.

A inclinação apenas do Encosto das Costas pode ser utilizada para usuários em estado pós-operatório e pacientes com contraturas fixas de quadril, já a inclinação do Encosto para os Pés pode ser empregada para obter-se uma abdução das pernas (em geral na faixa dos 30°), evitando o inchaço no quadril e proporcionando um estado de relaxamento e estabilização da pélvis (Cooper, 1998).

3.3 Tipos de Interface

O tipo de interface a ser utilizada entre o usuário e o veículo é determinado pelo grau de comprometimento motor do usuário, sua capacidade cognitiva e grau de autonomia de cada um nesta relação, ou seja, que toma a decisão final: o usuário ou o veículo. Observando que sempre é necessário determinar em quais movimentos o usuário possui um maior controle motor, para que seja possível explorar ao máximo a “comunicação” entre ambos. Para casos em que os usuários não possuem comprometimento motor dos membros superiores, a interface pode ser realizada através da

utilização de *joysticks* e telas sensíveis ao toque, teclados, etc. Já para o caso de usuários com alto grau de comprometimento motor dos membros superiores, outras soluções devem ser adotadas.

Por exemplo, se o usuário possui movimentos apenas acima da região cervical (movimentos de rotação e inclinação da cabeça) pode ser utilizado o reconhecimento de voz ou *joysticks* adaptados (figura 3.15). Caso o usuário possua apenas coordenação motora dos músculos faciais, novamente pode-se empregar o reconhecimento de voz ou a utilização de eletrodos na face ou “*canudos*”, tubos para sopro, onde os comandos são enviados em forma de seqüências de sopros específicos. No dois últimos casos é necessário treinar o usuário para obter uma performance adequada do sistema de interface.

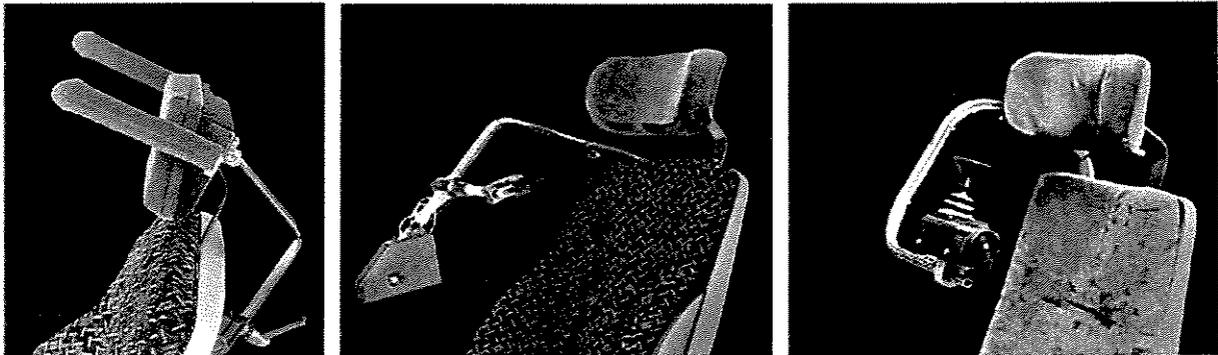


Fig. 3.15 – *Joysticks* adaptados para a interface entre o usuário e o veículo.

Quanto ao reconhecimento de voz, já está disponível comercialmente um considerável número de *software*'s que trabalham nesta área. É claro que é necessário um treinamento inicial para que o usuário e o *software* possam “*aprender*” como interagir. Observa-se que para o posicionamento dos sistemas de interface, devem ser levados em consideração os limites máximos e preferenciais para o alcance do usuário (ABNT, 1994).

3.4 Sumário

Este Capítulo mostrou a importância da aplicação da ergonomia no desenvolvimento de produtos, em especial para cadeiras de rodas. Na falta, ou na impossibilidade de existência de dados

ergonômicos específicos sobre usuários brasileiros de cadeiras de rodas, considerou-se que para WDIs sem perda significativa de peso ou massa muscular, dados de pessoas Não-WDIs podem servir como uma estimativa inicial adequada. Em geral, medidas antropométricas de tabelas estrangeiras, como da DIN, podem ser utilizadas como uma aproximação inicial para o estudo do dimensionamento de cadeiras de rodas. Em muitos casos, devido ao grau de comprometimento motor ou cognitivo da pessoa, não é possível utilizar como referência medidas de alcances e esforços máximos recomendados, sendo então necessário realizar estudos individualizados. Equipes multidisciplinares passam então a trabalhar os vários aspectos envolvidos no aumento da independência do usuário da cadeira de rodas.

Verifica-se que a escolha das partes construtivas da cadeira de rodas está intimamente ligada ao tipo de aplicação desejada para ela (convencional, esportiva, etc.), do tipo de acionamento, (manual ou motorizado), do ambiente (*indoor* ou *outdoor*), das habilidades motoras, sensitivas e cognitivas do usuário e, das expectativas do usuário e de sua família.

O correto assentamento do usuário na cadeira de rodas é essencial, não apenas para evitar degenerações musculares, úlceras etc. mas também para maximizar a função da cadeira (oferecer conforto, independência, mobilidade, etc. ao usuário). Uma atenção especial foi dada ao problema do assento pois, no caso de WDIs, a falta de sensibilidade na região das nádegas pode “*mascarar*” o surgimento de escaras de decúbito. Um correto assentamento do WDI também previne que ele escorregue durante acelerações, desacelerações e manobras de curvas e que sinta vibrações desconfortáveis devido a irregularidades do piso. Desta forma, diminui-se o risco do usuário ser jogado para fora da cadeira e, de *stress*, comum em pessoas expostas a constantes oscilações e vibrações.

Capítulo 4

Acionamento Manual de Cadeiras de Rodas

O processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais é repetitivo e cíclico, produto da interação entre o usuário e o veículo, e pode ser dividido em duas fases distintas: propulsão e retorno. Ao contrário do caso de veículos recreacionais (bicicletas, triciclos, barcos a remo, etc.) este processo não pode ser classificado como de curta duração pois, o usuário, se WDI, é totalmente dependente dele para se locomover, realizar tarefas cotidianas e interagir com o ambiente (Bednarczyk *et al.*, 1994).

4.1 Biomecanismo do Processo de Acionamento

Vários fatores influenciam no biomecanismo do processo de acionamento em cadeiras de rodas manuais mas, dois destacam-se: o grau de comprometimento motor dos membros superiores (Dallmeijer *et al.*, 1994) e o posicionamento do usuário no veículo, ou seja, do assento (Hughes *et al.*, 1992 e McLaurin & Brubaker, 1991). Outros fatores são: a idade do usuário (Bednarczyk *et al.*, 1994), seu estado de fadiga (Rodgers *et al.*, 1994), as características construtivas da cadeira de rodas e as características da pista, como rugosidade, inclinação, etc. (McLaurin & Brubaker, 1991). Estes dois últimos fatores serão detalhados no item 4.6 - Características do Ambiente e da Cadeira.

Para melhor compreensão dos termos utilizados no transcorrer deste Capítulo, apresenta-se a figura 4.1, onde é possível visualizar os principais músculos envolvidos no processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais.

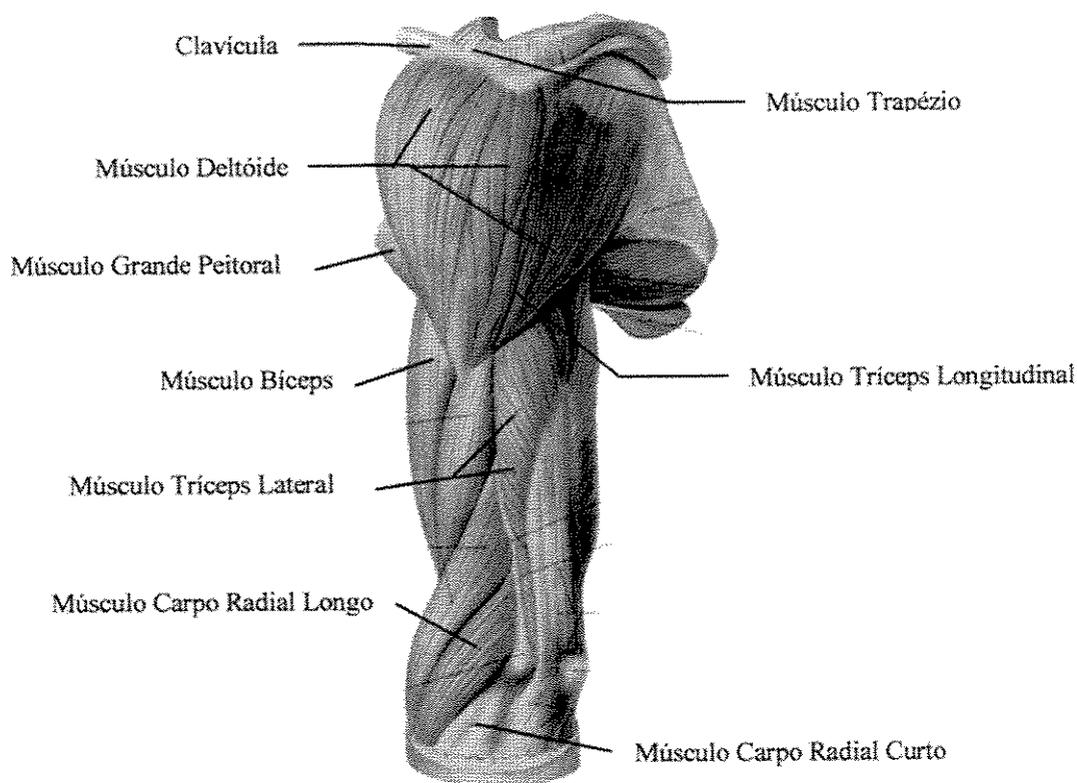


Fig. 4.1 – Vista pósterolateral, camada superficial do Músculo Deltóide e dos principais músculos do braço esquerdo (Sobotta, 1990).

Os movimentos dos membros mais comuns são: *Abduzir*: afastar um membro, ou parte dele, do plano médio que se supõem dividir o corpo humano em duas partes simétricas (plano sagital), ou de sua posição normal de descanso; *Aduzir*: movimento oposto à abdução; *Flexão*: movimento de inclinação de um membro, ou parte dele, para frente; *Extensão*: movimento oposto à flexão (Ferreira, 1991).

4.2 Nível da Lesão Medular

A influência do nível da lesão medular é demonstrada pela potência média fornecida ao sistema pelo usuário do veículo e pelo consumo médio de O_2 . Observa-se que usuários com lesão cervical fornecem uma potência média menor e consomem menos O_2 quando comparados com usuários com lesões torácicas e lombares. A tabela 4.1 mostra os resultados obtidos por Dallmeijer *et al.* (1994) para 4 diferentes grupos:

Tab. 4.1 – Grupos utilizados para verificar a influência do nível da lesão medular no biomecanismo do 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 O ₂ [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

A potência mostrada é fornecida por cada uma das mãos do usuário de cadeiras de rodas, sendo todos do sexo masculino e usuários comuns (ou seja, não atletas). Logo, os valores totais de potência fornecida são o dobro dos apresentados na tabela 4.1. Para o caso de atletas, a potência máxima total observada pode ser maior (McLaurin & Brubaker, 1991 e Dallmeijer *et al.*, 1994).

Os parâmetros cinemáticos que afetam o acionamento da cadeira de rodas estão intimamente ligados ao processo de agarrar e soltar os aros das rodas. Estes parâmetros também são afetados, em menor grau, pelo nível de lesão do usuário. Os parâmetros são: o ângulo de pico de força, o ângulo inicial da propulsão, o ângulo final da propulsão, tempo do ciclo e a percentagem do ciclo em que as mãos e os aros estão em contato. A Tabela 4.2 mostra os parâmetros para os 4 grupos de Dallmeijer *et al.* (1994):

Tab. 4.2 – Parâmetros cinemáticos dos grupos utilizados para verificar a influência do nível da lesão medular no biomecanismo do acionamento de cadeiras de rodas manuais (Dallmeijer *et al.*, 1994).

Grupo	1	2	3	4
Ângulo de pico [°] e (desvio)	90,4 (13,1)	78,4 (7,8)	65,5 (20,6)	73,0 (23,2)
Ângulo inicial [°] e (desvio)	- 28,6 (9,0)	- 26,7 (6,5)	- 14,7 (12,1)	- 21,8 (15,7)
Ângulo final [°] e (desvio)	61,8 (10,4)	52,6 (11,1)	50,8 (11,5)	51,2 (14,3)
Tempo do ciclo [s] e (desvio)	0,85 (0,30)	0,56 (0,05)	0,49 (0,08)	0,51 (0,10)
Percentagem [%]e (desvio)	46,8 (6,0)	54,2 (9,5)	45,2 (3,4)	47,6 (4,1)

Para visualizar-se melhor estes dados, observem-se as seguintes figuras:

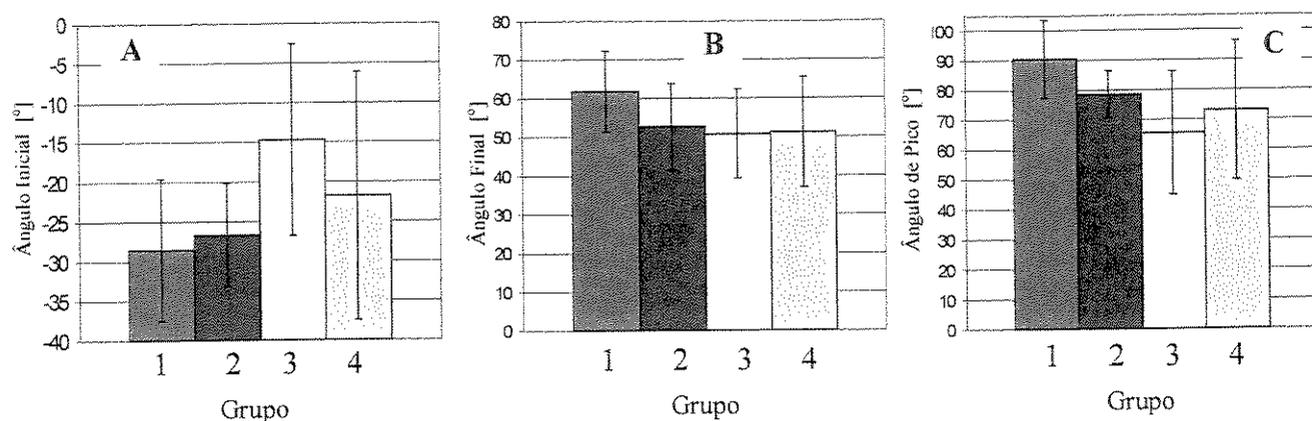


Fig. 4.2 – Ângulos inicial (A), final (B), de pico (C) e respectivos desvios, do ciclo de acionamento da cadeira de rodas para cada grupo.

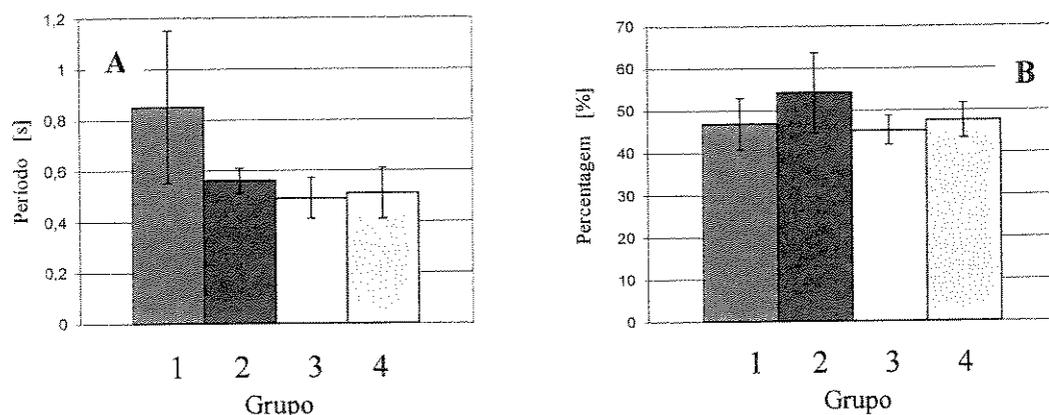


Fig. 4.3 – Período do ciclo de acionamento da cadeira de rodas (A) e percentagem do ciclo em que as mãos estão em contato com os aros (B).

Pode-se observar que, apesar das diferenças existentes entre os valores de potência fornecida pelos diferentes grupos, não existem diferenças significativas entre os parâmetros cinemáticos. Mas, o tipo de lesão afeta diretamente a cinemática do movimento das mãos (ver figura 4.4), devido à limitação dos movimentos dos ombros, braços e mãos.

Para tentar melhorar a potência fornecida ao veículo, no caso de usuários com lesões cervicais, deve ser estudado um novo posicionamento do usuário no veículo. A adoção de outros sistemas de acionamento também pode auxiliar o aumento de potência. Exemplos desta opção são a

utilização de barras laterais, que têm um funcionamento similar a alavancas, ou sistemas de manivelas, similar aos pedais utilizados em bicicletas, ambos acionados pelos membros superiores do usuário. Estes sistemas são até mesmo mais eficientes que a transmissão de forças através dos aros das rodas mas, possuem fatores inconvenientes como o aumento de custo, peso e complexidade, além de serem muitas vezes visualmente indesejáveis (McLaurin & Brubaker, 1991).

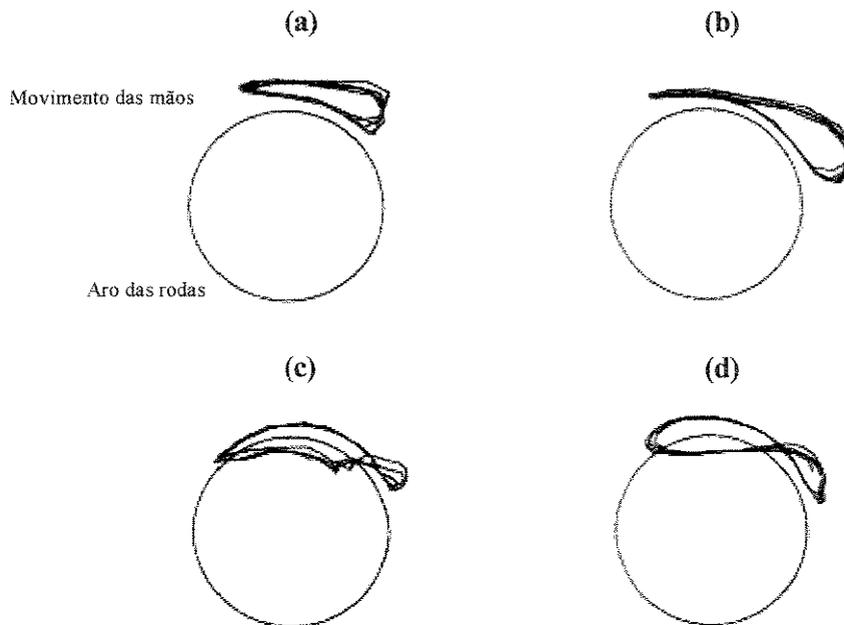


Fig. 4.4 – Comportamento do movimento das mãos para indivíduos com diferentes níveis de lesão: (a) T₁₋₅; (b) T₆ – L₄; (c) C₄₋₆ e, (d) C₇₋₈.

4.3 Posição do Assento

O posicionamento do usuário no veículo (altura do assento e distância aos centros das rodas) é de fundamental importância no biomecanismo do acionamento quando feito através dos aros das rodas. A razão pela qual a posição do assento influencia a eficiência de acionamento é justificada pelo movimento dos braços durante a fase de propulsão e retorno. Um posicionamento mais a frente, ou uma posição mais alta influenciam nos grupos musculares utilizados e na estabilidade da cadeira de rodas.

Estudos indicam que embora a posição convencional do assento seja acima do eixo das rodas, esta não é a posição ideal para máxima eficiência de acionamento (McLaurin & Brubaker, 1991). A posição ótima depende da posição dos ombros com relação ao eixo das rodas e, também, das dimensões dos segmentos que compõem o braço. Estes parâmetros determinam a geometria dos pontos de junta e do alcance dos movimentos dos músculos utilizados no ciclo de acionamento.

Hughes *et al.* (1992) realizaram diversos experimentos alterando o posicionamento do usuário na cadeira de rodas (6 posições distintas) para verificar sua influência no biomecanismo do acionamento. Observando que a posição do assento é variada através da placa do mancal (ver Capítulo 3, figura 3.13). As posições estudadas foram as seguintes:

Tab. 4.3 – Posições estudadas 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%

O posicionamento do assento foi feito da seguinte forma – Central: para o ombro posicionado acima do eixo das rodas; Atrás 15%: para o ombro posicionado 15% do valor do comprimento total dos braços atrás do eixo das rodas e, Atrás 20%: para 20% deste valor. Alta: para um ângulo de flexão do antebraço de 100° e, Baixa, para um ângulo de flexão do antebraço de 90°.

Os resultados mostrados nas figuras 4.5 e 4.6 indicam que, conforme a posição do usuário é variada, o comportamento do acionamento também o é. Por exemplo, quando o assento é posicionado em um ponto alto, a fase de propulsão é mais curta, visto que as mãos não alcançarão os aros das rodas por muito tempo sem que o usuário incline seu tronco. Quando o assento é posicionado à frente, a propulsão é feita apenas na parte frontal dos aros e, quando posicionado atrás, apenas no topo dos aros. Já um posicionamento baixo permite um ciclo maior e a utilização de um maior arco de circunferência durante a fase de propulsão. Isto implica em uma menor força aplicada quando comparada a posições altas, onde a força tem que ser aplicada em um menor intervalo de tempo.

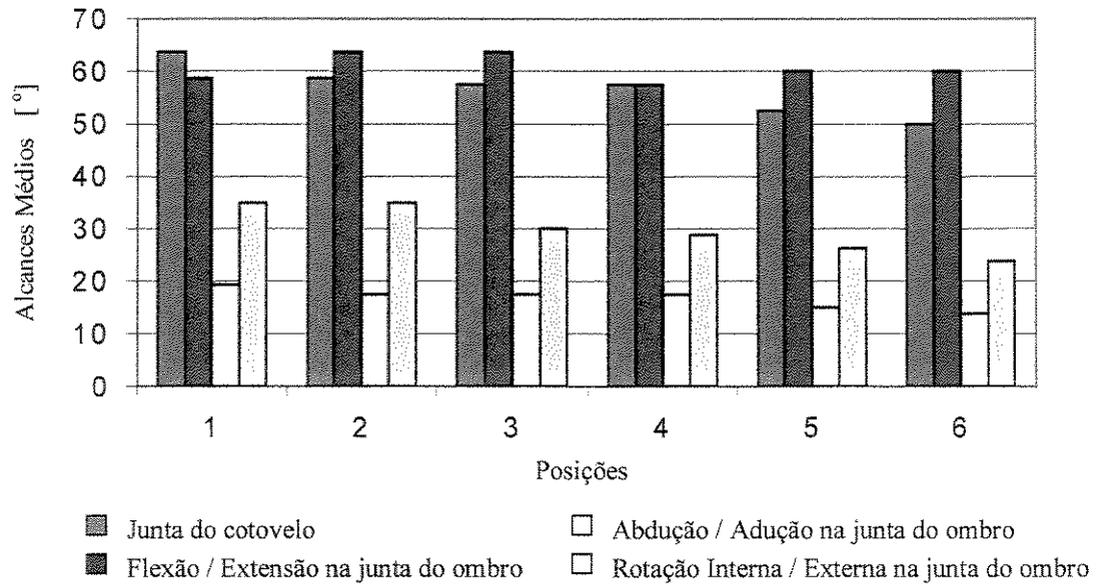


Fig. 4.5 – Alcances médios das juntas do cotovelo e ombro para as 6 diferentes posições.

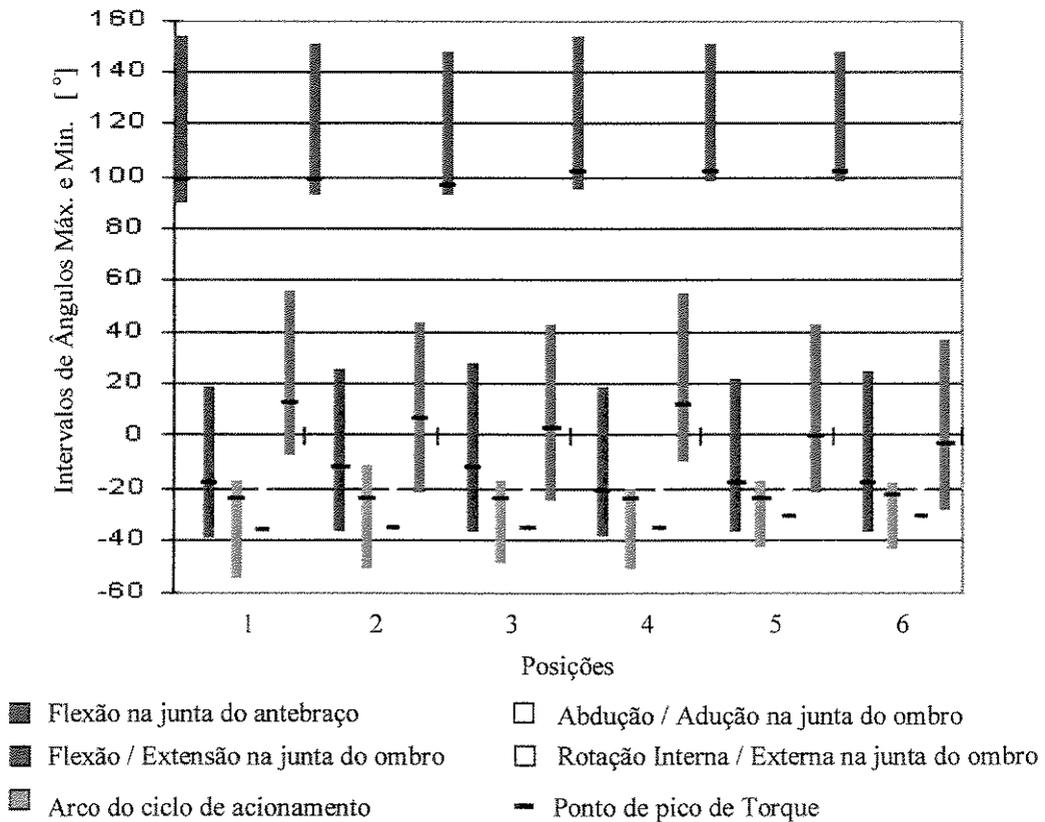


Fig. 4.6 – Intervalos Máx. e Mín. dos movimentos dos braços durante o ciclo de acionamento da cadeira de rodas.

Entretanto, para posições altas, é possível obter-se maiores frequências de ciclo de acionamento, logo, menores tempos para a fase de retorno e menor gasto de energia nesta fase, já que os segmentos dos braços sofrem menores flexões para retornar ao início do ciclo (McLaurin & Brubaker, 1991).

A figura 4.7 indica como a variação na posição do assento repercute na atividade muscular do usuário. Quanto mais alta a posição do assento, maior é a atividade muscular dos Músculos Tríceps Longitudinal e Lateral e, menor a atividade do Músculo Deltóide Posterior. Posições Médias proporcionam menores atividades musculares para os Músculos Deltóide Anterior e Grande Peitoral.

Pode-se concluir que o ideal seria realizar estudos para se obter um posicionamento ergonomicamente ótimo para cada indivíduo, evitando-se assim, quaisquer lesões, deformações e *stress* associados ao acionamento das cadeiras de rodas manuais e, otimizando o seu processo de acionamento. Estes estudos são realizados através de uma avaliação, feita por uma equipe multidisciplinar (médicos, fisioterapeutas, etc.).

Na avaliação são considerados aspectos funcionais (como: quadro motor do usuário, ambiente onde será utilizada a cadeira de rodas, necessidades do usuário, etc.) e a determinação da postura mais adequada para a seleção dos produtos mais indicados para a acomodação e conforto do usuário. O ideal é que para a determinação da postura mais adequada, fosse utilizado um Simulador, conjunto que une uma cadeira de rodas com diversas posições adaptáveis e utiliza filmadoras ou máquinas fotográficas para estudar o processo de acionamento da cadeira de rodas, diminuindo a margem de erro.

Porém, o custo de sua utilização é alto pois, existem poucas clínicas com esta infra-estrutura. Na falta deste equipamento, a equipe multidisciplinar realiza estudos que aliam antropometria e fisiologia para obter parâmetros recomendados para faixas de usuários, possibilitando assim, uma adequação das cadeiras aos usuários.

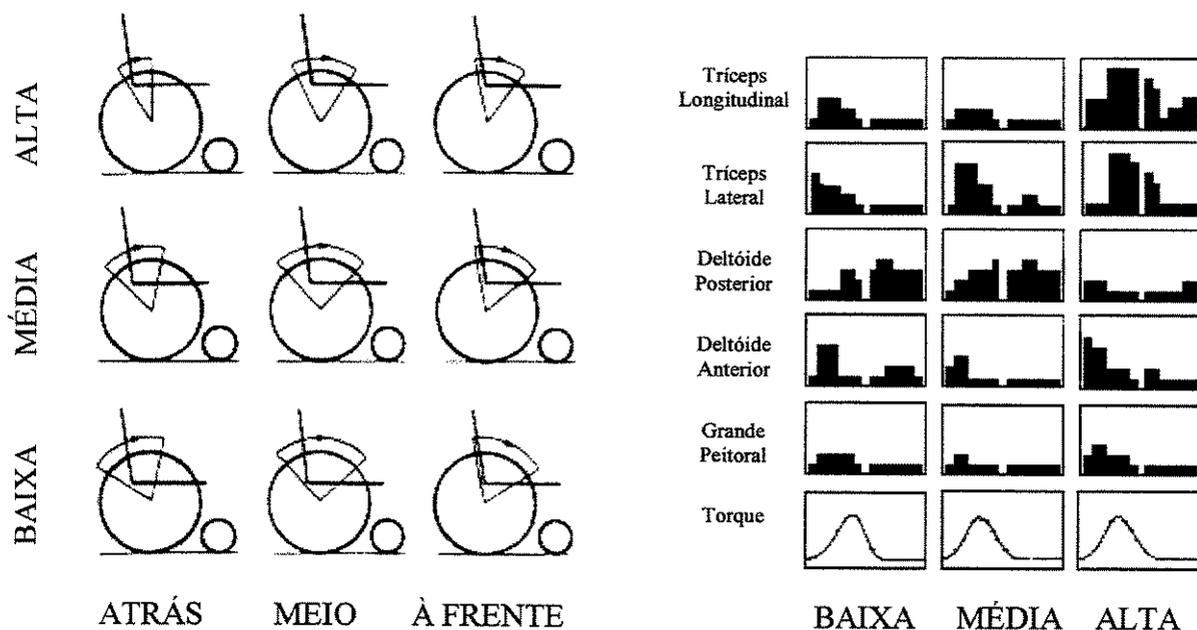


Fig. 4.7 – Exemplos de fases de acionamento e atividade muscular de um usuário com coordenação motora normal nos braços, para diferentes posições de assento em um ciclo de acionamento.

4.4 Idade

A influência da idade no biomecanismo do acionamento não é muito grande mas, torna-se mais visível quando os usuários são subdivididos em 2 grupos distintos: adulto e pediátrico. Neste caso específico, no grupo adulto estão os indivíduos entre 22 e 52 anos e, no grupo pediátrico, os indivíduos entre 8 e 14 anos, todos com lesões entre os níveis $T_6 - L_2$ e classificações ASIA³ equivalentes (Bednarczyk & Sanderson, 1994).

Na Tabela 4.4, o parâmetro percentagem refere-se a percentagem de uma revolução completa da roda em que existe contato entre as mãos e os aros. Para visualizar-se melhor os dados, segue a figura 4.8. Observa-se que os resultados obtidos para velocidade e percentagem da rotação da roda são muito semelhantes para os dois grupos. A principal diferença está novamente na cinemática do movimento dos membros superiores (figura 4.9).

³ Classificação ASIA (*American Spinal Injury Association*) – é um tipo de classificação própria para indivíduos com problemas de deficiência física traumática. Baseada em testes que classificam os músculos em uma pontuação entre 0 (nenhuma resposta) e 100 (resposta normal), permite determinar equivalência entre os grupos utilizados em estudos estatísticos.

Tab. 4.4 – Características dos dois grupos.

Grupo	Adultos	Crianças
Faixa etária [anos] e (desvio)	33,5 (8,9)	11,3 (2,2)
Peso [Kg] e (desvio)	68,46 (8,67)	37,41 (9,95)
ASIA [p^{10s}] e (desvio)	55,2 (4,7)	56,1 (3,5)
Porcentagem [%] e (desvio)	24,41 (7,61)	24,45 (7,29)
Velocidade [m/s] e (desvio)	2,38 (0,31)	2,26 (0,39)

Os resultados obtidos mostraram que os dados para as posições dos cotovelos em ambos grupos são muito similares durante a fase de propulsão, o mesmo ocorrendo para os movimentos dos troncos durante todo o ciclo. As diferenças aparecem nos movimentos dos ombros: o grupo pediátrico apresentou uma extensão maior dos ombros (mínimo de $33,8^\circ$ vs. $23,2^\circ$ para o grupo adulto) e maior abdução dos ombros (máximo de $65,6^\circ$ vs. $56,3^\circ$ para o grupo adulto). Estas diferenças são mostradas na figura 4.10 e, a área interna às duas curvas é de $598,7 \text{ graus}^2$ para o grupo adulto vs. $901,6 \text{ graus}^2$ para o grupo pediátrico. Isto mostra que a diferença no “estilo” angular do grupo pediátrico resulta em uma área 1,5 vezes maior que do grupo adulto. Mas, esta diferença deve ser encarada apenas como diferença de estilo, pois não afeta significativamente a potência fornecida pois, a fase de propulsão, quando comparada com o grupo adulto, começa mais tarde ($33,8^\circ$ vs. $23,2^\circ$) mas, também termina mais tarde ($65,6^\circ$ vs. $56,3^\circ$).

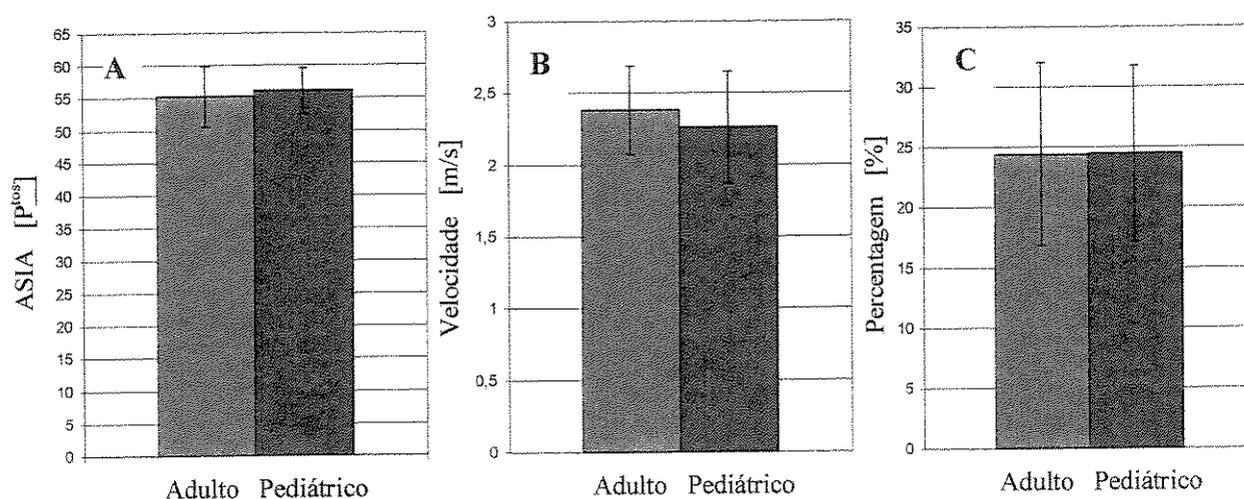


Fig. 4.8 – ASIA (A), velocidade (B) e porcentagem (C) obtidos para os dois grupos.

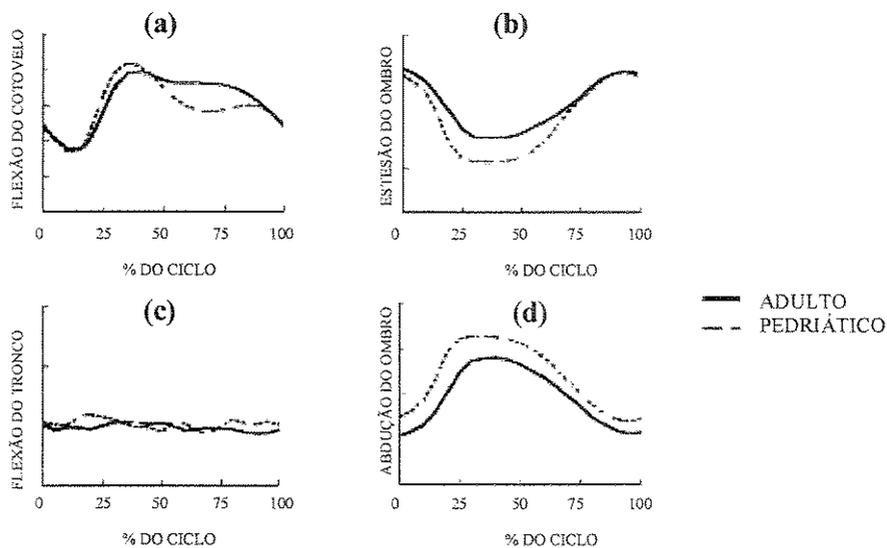


Fig. 4.9 – Comparação angular entre os grupos Pediátrico e Adulto para: (a) cotovelos, (b) ombros, (c) troncos e (d) abdução dos ombros.

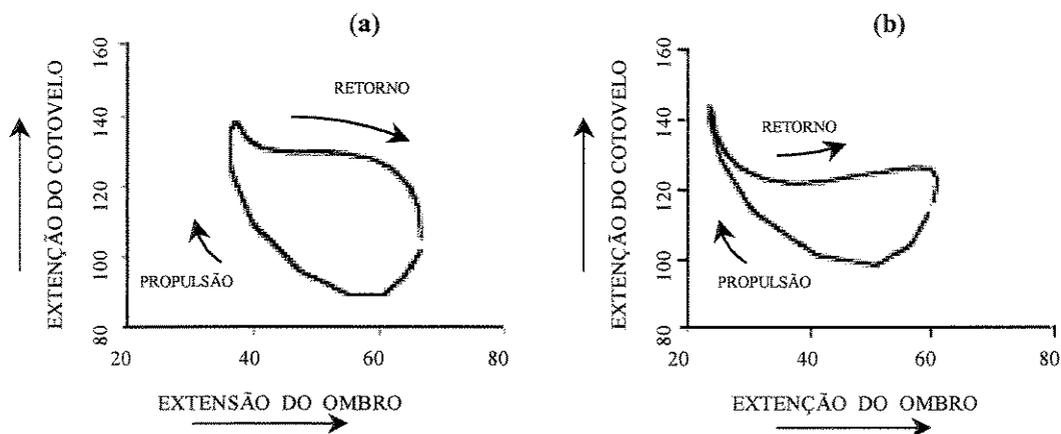


Fig. 4.10 – Composição entre os dados angulares de ombros e cotovelos para os grupos (a) Pediátrico e (b) Adulto.

4.5 Fadiga

O estado de fadiga do usuário devido ao excesso de uso, mau uso ou má prescrição da cadeira de rodas manual, aumenta muito o risco de lesões musculares que diminuem a independência do usuário. Isto ocasiona o surgimento de síndromes que causam danos musculares (tendinites, distensões, etc.) e atrasam o processo de reabilitação (Rodgers *et al.*, 1994). Um dos

principais indicadores do estado de fadiga dos usuários é um maior movimento dos trocos, ombros e cotovelos e, menor dos pulsos (figura 4.11 e 4.12) e, um maior torque nos ombros, tornando-os mais sujeitos a sofrerem lesões.

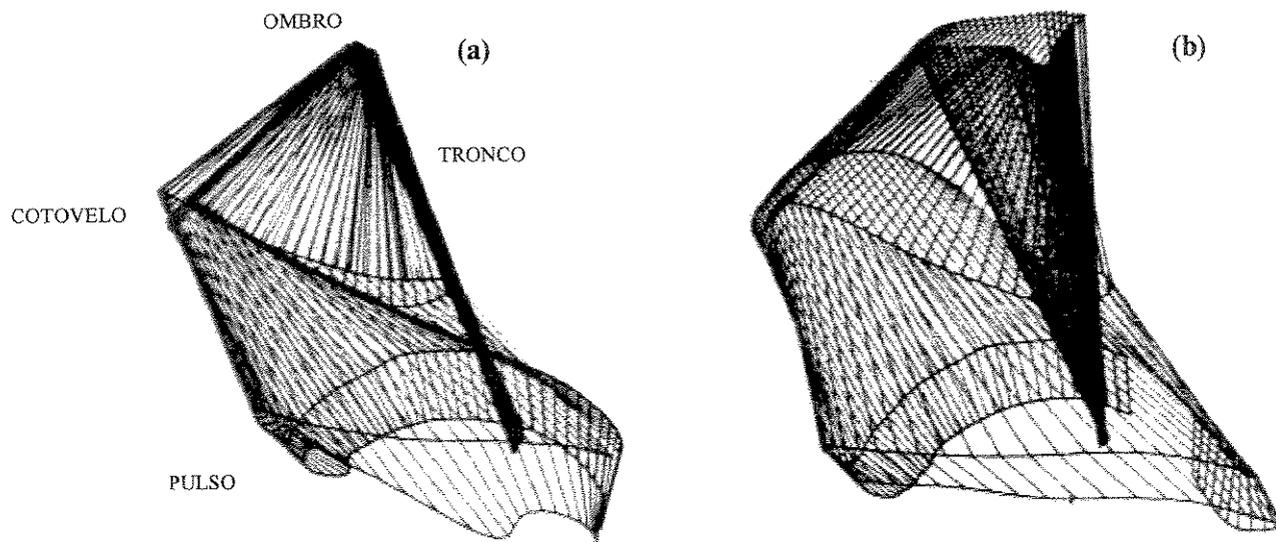


Fig. 4.11 – Exemplos de trajetórias dos ombros, cotovelos, pulsos e quadris em (a) estado normal e (b) em fadiga.

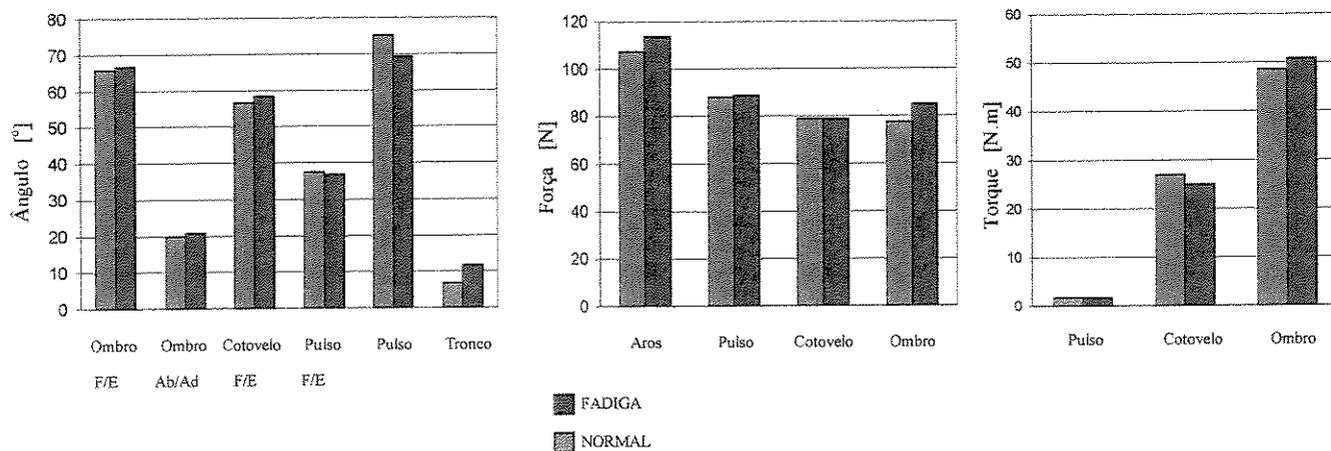


Fig. 4.12 – Comportamento dos músculos durante o processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais para indivíduos em estado normal e de fadiga.

O comportamento da atividade muscular mostra poucas diferenças entre os dois grupos. Em geral, em estado de fadiga, os músculos ficam em atividade durante um pequeno período além do ciclo de propulsão normal. Algumas alterações na atividade muscular ocorrem em grupos

específicos de músculos durante o estado de fadiga: o Músculo Tríceps dispara mais cedo, o mesmo o correndo com o Músculo Bíceps (ainda na fase de retorno), o Músculo Flexor Cubital do Carpo dispara antes do contato com os aros e o Músculo Extensor Radial do Carpo reduz seu tempo de disparo (figura 4.13).

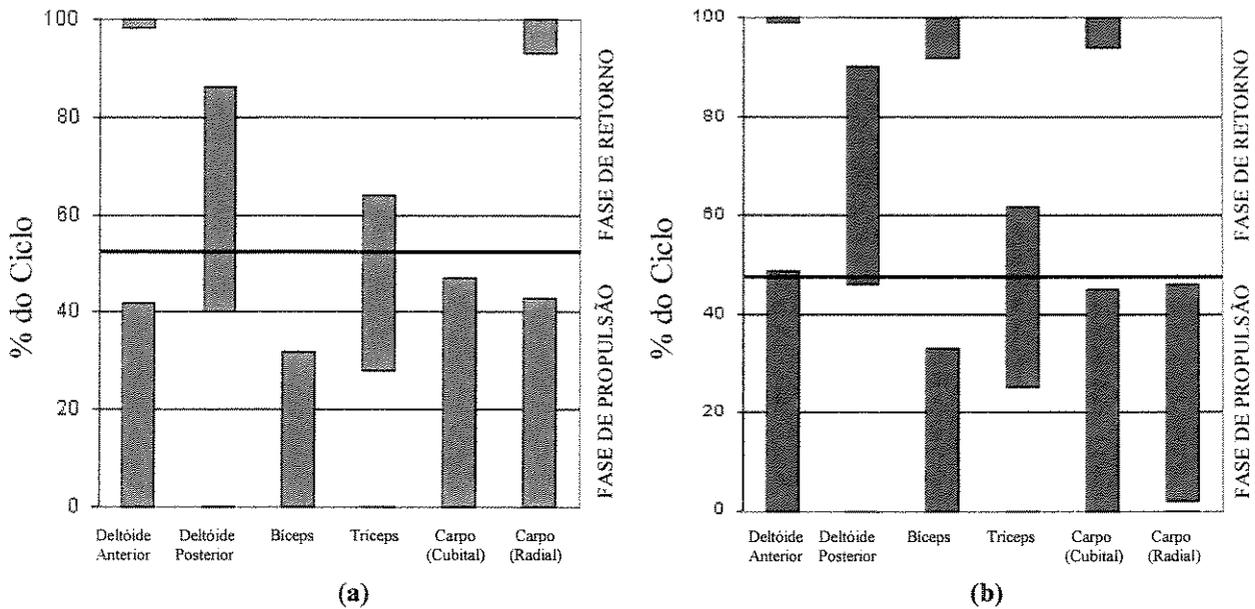


Fig. 4.13 – Comportamento médio da atividade muscular para indivíduos (a) em estado normal e (b) em fadiga.

4.6 Características do Ambiente e da Cadeira

Segundo McLaurin & Brubaker (1991), há quatro fatores principais, não dependentes do usuário, que influenciam na quantidade de potência necessária para o acionamento de cadeiras de rodas manuais ou motorizadas:

- A superfície onde a cadeira de rodas irá se movimentar;
- A presença de vento;
- A inclinação da pista e,
- A resistência ao rolamento das rodas da cadeira de rodas.

De todos estes, apenas o último é uma função direta do *design* da cadeira de rodas mas, o *design* pode influir na performance da cadeira com relação aos demais fatores. Por exemplo, alguns tipos de rodas são indicadas para pisos pavimentados mas, não o são para grama, podendo ocorrer travamento da cadeira de rodas nesta situação.

A força necessária para acionar uma cadeira de rodas é a somatória da resistência ao rolamento, da resistência ao movimento imposta pelo vento e da inclinação do “*piso*” no qual a cadeira está se movimentando. Por exemplo, em uma superfície firme e lisa, a força de resistência ao rolamento pode estar na faixa de 6 N a 40 N, dependendo das rodas e do alinhamento delas. Já no caso da resistência aerodinâmica, como as cadeiras de rodas convencionais geralmente não possuem nenhum tipo de carenagem para melhorar o seu coeficiente de penetração aerodinâmica (C_x), percebe-se que seu valor é muito próximo ao de uma placa plana. Testes experimentais mostraram que uma cadeira de rodas convencional necessita de 12 N, quando exposta a um vento frontal de 20 km/h para se movimentar a uma velocidade constante. Quando o valor da velocidade do vento é duplicada, quadruplica-se o valor da força necessária (Coe, 1979).

Para a inclinação da pista, supondo que o peso do usuário e da cadeira de rodas seja de 100 kg, é necessário aplicar uma força de 82 N para subir uma rampa com 12 % de inclinação, ou seja:

$$F = \frac{100 \text{ g}}{12} [\text{N}] = 82 [\text{N}], \text{ sendo } g \text{ a aceleração da gravidade.}$$

Assim, tem-se que para uma cadeira de rodas convencional movendo-se em uma rua com uma inclinação de 12 %, com pavimento liso e firme e submetida a um vento frontal de 12 km/h, a força mínima necessária para impulsioná-la é de 100 N, e a potência mínima, supondo que a velocidade da cadeira de rodas seja de 1 m/s, é de 100 W.

Rodas: A literatura mostra a influência que os tipos de rodas e seu alinhamento têm no processo de acionamento da cadeira de rodas, podendo aumentar e muito a força necessária para isto. De modo geral, rodas pneumáticas de alta pressão requerem apenas $\frac{1}{4}$ da força necessária para se movimentar quando comparadas com rodas de borracha sólida. O alinhamento das rodas influi também na

resistência ao rolamento. O uso de ângulos *Camber* até 10° não influencia na resistência ao rolamento, já ângulos como o *Toe-in* e *Toe-out* estão diretamente ligados ao incremento da resistência ao rolamento. Apenas 1° ou 2° de desalinhamento podem implicar na duplicação da força necessária para a movimentação do veículo (McLaurin & Brubaker, 1991).

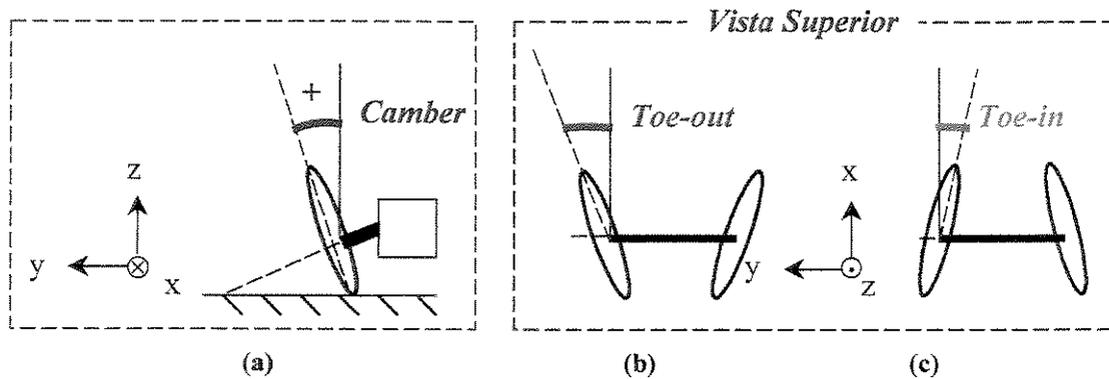


Fig. 4.14 – Ângulos de alinhamento: (a) *Camber*, (b) *Toe-out* e (c) *Toe-in*.

Estudos sobre a resistência ao rolamento de rodas em pisos com grama ou outros tipos de pavimentos *off-door* são difíceis de serem realizados devido à falta de meios práticos de realizar medições, modelagens e simulações destes tipos de superfície. Entretanto, algumas indicações de comportamento podem ser obtidas através de testes em pisos com carpetes. Carpetes “lisos” podem dobrar a resistência ao rolamento, enquanto que, carpetes “felpudos”, podem até mesmo quintuplicar este valor. Logo, pode ser assumido que, em pisos macios ou areia, são indicadas rodas com maior diâmetro pois, movimentar-se-ão melhor que rodas com pequenos diâmetros (McLaurin & Brubaker, 1991).

O diâmetro das rodas também tem um efeito significativo na resistência ao rolamento. Como regra geral, pode-se afirmar que a resistência ao rolamento é inversamente proporcional ao diâmetro da roda. Logo, no caso de cadeiras de rodas montadas com rodas pivotadas de diâmetro $\frac{1}{3}$ do valor do diâmetro das rodas principais, as rodas pivotadas produzirão uma força de resistência ao rolamento três vezes maior que a produzida pelas rodas principais, para um mesmo carregamento. Por esta razão, é importante distribuir o peso na cadeira de rodas, de modo que as rodas principais sejam mais carregadas.

Atualmente, sob o ponto de vista de resistência ao rolamento, conforto e peso, rodas pneumáticas são preferíveis às rodas sólidas de borracha mas, o desenvolvimento de materiais sintéticos está proporcionando a estas, propriedades superiores quanto à resistência, ao desgaste e praticidade, com valores de resistência ao rolamento comparáveis às rodas pneumáticas. Como apenas o uso de rodas pneumáticas não é suficiente para se obter um movimento suave da cadeira de rodas em terrenos mais rugosos, o uso de sistemas de suspensão com molas e amortecedores que absorvam os choques é recomendado. Deste modo, é possível diminuir o *stress* tanto do usuário como das partes que compõe a cadeira de rodas (McLaurin & Brubaker, 1991).

O uso de rodas pivotadas, ou *Castors*, é comum em cadeiras de rodas manuais pois, permitem o movimento em qualquer direção sem a necessidade de se utilizar um motor próprio para o esterçamento. Uma roda pivotada consiste de: uma roda, um garfo, um eixo e uma haste.

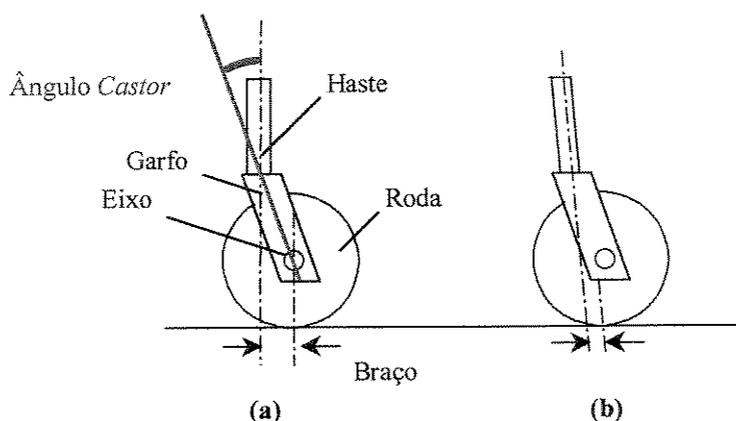


Fig. 4.15 – Partes da roda pivotada - *Castor*.

É possível encontrar rodas pivotadas com os mais diversos diâmetros mas, verifica-se que para uso *indoor*, exceto na presença de carpetes e tapetes grossos, rodas com diâmetros de 125 mm são satisfatórias. Já para uso externo ou em pavimentos com rugosidades, rodas com pequenos diâmetros produzem solavancos e podem facilmente ficar presas em buracos e vãos. Mesmo rodas com diâmetro ligeiramente maior, podem ficar presas em vãos de elevador e outros buracos no caminho. Por estes motivos, rodas com diâmetros bem maiores são preferidas. Por serem difíceis de serem mantidos inflados, *Castors* pneumáticos são pouco utilizados, apesar de imporem uma menor resistência ao rolamento.

Para garantir um giro fácil, mancais de rolamentos de esferas ou rolos devem ser utilizados entre o eixo e a roda. Estes mancais são geralmente selados para proporcionar proteção quanto a água e sujeiras. O garfo é o componente da roda pivotada mais sujeito a danos e quebras, principalmente na região de união com a haste. A haste é uma parte crítica da roda pivotada, caso ela não esteja posicionada verticalmente mas, inclinada para algum lado (esquerdo ou direito), a cadeira de rodas tenderá para este lado quando o usuário estiver fazendo uma curva nesta direção. Do mesmo modo, caso a inclinação da haste for para frente ou para trás, o braço efetivo é respectivamente diminuído ou aumentado (figura 4.15-b). O braço é a distância entre o ponto de contato da roda com o solo e a linha de centro da haste. Um braço grande facilita a manobra de curvas da cadeira de rodas mas, implica em raios de giro maiores (McLaurin & Brubaker, 1991).

O uso de um braço grande também reduz a probabilidade de que o fenômeno de *shimmy* ocorra. O *shimmy* é nada mais que a trepidação ou tremulação da roda durante o movimento do veículo. Este fenômeno além de ser inoportuno e consumir energia, pode ser muito perigoso pois, durante sua ocorrência, a resistência ao rolamento pode ser multiplicada por dez ou mais. Logo, no caso de uma cadeira de rodas descendo uma rampa inclinada, o *shimmy* pode agir como um freio e, até mesmo, atirar o usuário para fora da cadeira (McLaurin & Brubaker, 1991). O *shimmy* não é influenciado apenas pelo braço mas também, pelo peso da roda ou sobre a roda. Uma roda “*pesada*” é mais propensa a sofrer este fenômeno do que uma “*leve*”. Porém, rodas com sulcos podem ajudar a reduzir o *shimmy* ou aumentar a velocidade na qual ele ocorrerá (Canale *et al.*, 2000).

Chassis: A configuração do chassis pode afetar consideravelmente a performance da cadeira de rodas. Cadeiras de rodas com rodas pivotadas traseiras e grandes rodas principais (dianteiras), podem ser fáceis de propelar e de manobrar em espaços restritos para alguns usuários. Porém, qualquer veículo com rodas pivotadas traseiras é instável do ponto de vista de dirigibilidade (Becker, 1997). Durante o movimento da cadeira de rodas, qualquer pequena força ou obstáculo que tenda a mudar a sua direção de movimento, pode resultar em uma violenta mudança de rumo, podendo até mesmo lançar o usuário para fora da cadeira. Veículos com rodas pivotadas dianteiras são mais estáveis pois, podem rapidamente se recuperar de qualquer força ou obstáculo que tenda a alterar sua trajetória.

Deve-se ressaltar que o uso de rodas pivotadas, sejam traseiras ou dianteiras, embora seja uma solução barata para auxiliar o esterçamento da cadeira de rodas manual, pode trazer profundos problemas de estabilidade. A razão não é apenas a roda pivotada mas também, o seu posicionamento e o do CG da cadeira, com relação às rodas principais. Se o CG é posicionado atrás das rodas principais, e as rodas pivotadas são traseiras, durante uma manobra em curva, o usuário é “empurrado” para dentro da curva. Já no caso de CG posicionado a frente das rodas principais, e rodas pivotadas dianteiras, o usuário é “puxado” para fora da curva (Becker, 1997). Há configurações de chassis em que o CG é posicionado diretamente sobre o eixo das rodas principais, tendo rodas pivotadas montadas nos eixos dianteiro e traseiro, dando assim uma estabilidade neutra à este tipo de cadeira de rodas.

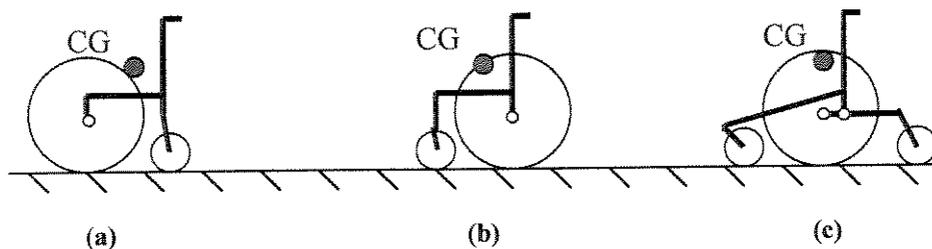


Fig. 4.16 – Estabilidade vs. Configuração de chassis: (a) instável, (b) estável e (c) indiferente.

No caso de uma cadeira de rodas com rodas pivotadas frontais movimentando-se em uma linha reta ao longo de uma rampa (figura 4.17), a frente da cadeira tenderá a virar para baixo, enquanto que uma cadeira com rodas pivotadas traseiras, a frente tende a virar para cima e uma cadeira com estabilidade indiferente, tende a seguir em frente. Esta tendência a virar em uma rampa depende da distância do CG ao eixo principal e do ângulo de inclinação da rampa (na figura 4.17, do valor de d e de γ). O “momento de giro” é dado pela equação (4.1), sendo compensado pelo usuário através do processo de acionamento. Tomando-se como exemplo uma rampa com 2° de inclinação, tem-se que a energia necessária para a propulsão pode dobrar de valor (McLaurin & Brubaker, 1991).

$$M_g = d.P \sin \gamma \quad (4.1)$$

Sendo: M_g , o momento de giro; P , o peso da cadeira e de seu usuário.

O posicionamento do CG próximo às rodas principais, em alguns casos pode ser vantajoso e seguro. Como mencionado anteriormente, quando a maior parte do peso é posicionada sobre as rodas principais, tem-se uma redução da resistência ao rolamento e da força necessária para girar a cadeira de rodas, tornando seu esterçamento mais fácil.

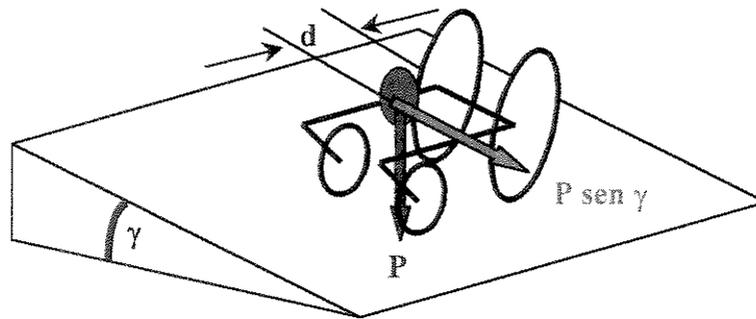


Fig. 4.17 – Diagrama de corpo livre da cadeira de rodas com rodas pivotadas frontais em uma rampa inclinada.

Rampas: Ou inclinações, são geralmente empregadas para possibilitar o acesso de cadeiras de rodas a edificações, em ruas, mudanças de nível, etc. Existe uma grande variação entre as normas de inclinações admissíveis para diferentes países (Cappozzo *et al.*, 1991 e Canale *et al.*, 1991). A NBR9050 (ABNT, 1994) recomenda que as rampas tenham inclinações de acordo com os limites estabelecidos na Tabela 4.5:

Tab. 4.5 – Dimensionamento de rampas ou segmentos de rampas (ABNT, 1994).

Inclinação admissível [%]	Desníveis máximos [m]	Número máximo de cada segmento	Comprimentos máximos [m]
5,00	1,500	-	30,00
6,25	1,000 / 1,200	14 / 12	16,00 / 19,20
8,33	0,900	10	10,80
10,0	0,274 / 0,500 / 0,750	8 / 6 / 4	2,74 / 5,00 / 7,50
12,5	0,183	1	1,46

Estudos mais aprofundados sobre o quão aceitáveis são os valores recomendados pela NBR9050 e sobre a influência das inclinações de rampas sobre a estabilidade de cadeiras de rodas são feitos respectivamente no item seguinte (Análise do processo de acionamento) e no capítulo seguinte (Análise de estabilidade lateral e longitudinal em cadeiras de rodas).

4.7 Análise do Processo de Acionamento

A análise do processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais é fundamental para o melhor assentamento do usuário na cadeira, para a prevenção de lesões, para o estudo de adaptações de edificações e espaço, para o desenvolvimento de aparelhos assistivos, etc.

4.7.1 Modelagem

Baseado nos trabalhos anteriores de Cappozzo *et al.* (1991), Robertson *et al.* (1996) e Becker & Dedini (1998), foi desenvolvido em MatLabTM um simulador para o acionamento de cadeiras de rodas manuais para pistas planas e inclinadas. A modelagem do sistema cadeira de rodas e do WDI é feita para cadeiras de rodas com a configuração de quatro rodas, segundo o seguinte diagrama de corpo livre:

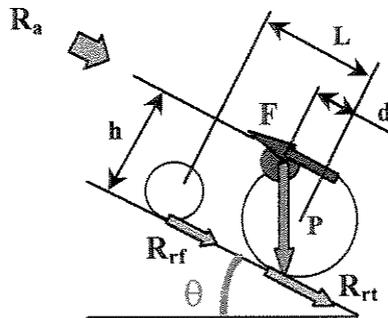


Fig. 4.18 – Diagrama de corpo livre do modelo utilizado para a cadeira de rodas manual com quatro rodas.

Sendo: P o peso do conjunto (cadeira de rodas e WDI); θ , o ângulo de inclinação da pista; F , a força efetiva no eixo traseiro; h , a altura do CG do sistema; d a distância do CG ao eixo traseiro; R_a a força de resistência do ar; R_{rf} , a força de resistência ao rolamento no eixo dianteiro; R_{rt} , a força de resistência ao rolamento no eixo traseiro e, L , a distância total entre eixos.

A distribuição do peso nos eixos dianteiro e traseiro é dada, respectivamente, por (Becker, 1997):

$$N_f = \frac{P d}{L} \cos \theta \quad (4.2)$$

$$N_t = \frac{P(L-d)}{L} \cos \theta \quad (4.3)$$

A força de resistência do ar:

$$R_a = \frac{\rho_{ar}}{2} (v_x - v_{vento})^2 C_x A \quad (4.4)$$

Sendo: $\rho_{ar} = 1,225$ [Kg/m³], a densidade do ar; $C_x = 0,85$ [-], o coeficiente de penetração aerodinâmica da cadeira de rodas; v_x , a velocidade longitudinal da cadeira de rodas e, A [m²], a área frontal da cadeira de rodas.

As forças de resistência ao rolamento:

$$R_{rf} = \mu_f \frac{N_f}{2} = \mu_f \frac{P d}{2 L} \cos \theta \quad \text{para as rodas do eixo frontal} \quad (4.5)$$

$$R_{rt} = \mu_t \frac{N_t}{2} = \mu_t \frac{P(L-d)}{2 L} \cos \theta \quad \text{para as rodas do eixo traseiro} \quad (4.6)$$

A força efetiva no eixo traseiro (eixo acionado):

$$F = F_{WDI} \frac{R}{r} - R_{rt} \quad (4.7)$$

Sendo: F_{WDI} , a força de propulsão fornecida à cadeira pelo WDI, cujo valor varia durante o ciclo de acionamento da cadeira de rodas e, R/r a relação entre os raios da roda principal e do aro da roda.

Robertson *et al.* (1996) detectaram diferenças significativas entre os ciclos de acionamento de pessoas Não-WDI e WDI, conforme figura 4.19:

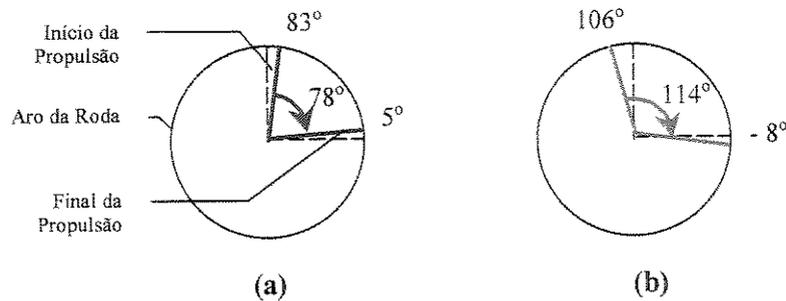


Fig. 4.19 – Ângulos médios do ciclo de acionamento (a) para Não-WDIs e, (b) para WDIs.

Ou seja, pessoas WDI possuem um ciclo de acionamento 36° mais longo que pessoas Não-WDI. Nas simulações foi assumida a condição descrita por Robertson *et al.* (1996), ou seja, de que a propulsão inicia-se a 106° e termina a -8° , um ciclo total de 114° . Por outro lado, visualizando-se o ciclo de acionamento em função do tempo, observa-se claramente que ele pode ser dividido em três fases distintas (Cappozzo *et al.* 1991), conforme a figura 4.20:

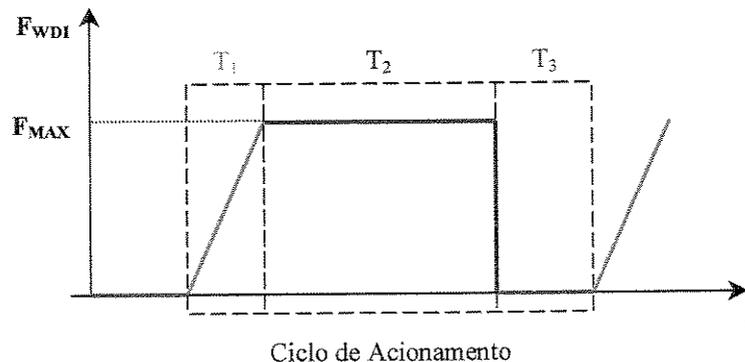


Fig. 4.20 – Ciclo de acionamento usado na modelagem como uma função do tempo.

Apesar desta figura ser uma representação simplificada do ciclo de acionamento, ela é extremamente útil para modelar o ciclo de acionamento no início do movimento da cadeira de rodas. Considerando que o ciclo pode ser dividido em três fases distintas (T_1 , T_2 e T_3), observa-se que: durante T_1 , a força aplicada no aro da roda pelo WDI cresce linearmente de 0 até o valor máximo F_{MAX} . Durante T_2 , é aplicada uma força constante F_{MAX} até que o aro da roda complete uma rotação de 114° . T_3 representa o movimento de retorno das mãos à posição inicial do ciclo de propulsão.

Adotou-se para T_3 : 1,0 s no movimento em uma pista plana e 0,4 s para pistas inclinadas, por serem valores observados em estudos anteriores (Cappozzo *et al.* 1991).

Quando o movimento já se iniciou, ao invés de utilizar uma força F_{WDI} aplicada durante T_1 e T_2 , adota-se uma potência média fornecida à cadeira de rodas P_{WDI} , sendo então, o valor de F_{WDI} uma função desta potência e da velocidade instantânea da cadeira de rodas:

$$F_{WDI} = \frac{P_{WDI}}{v_x} \quad (4.8)$$

Desta forma, a fase de acionamento T_2 , representada na figura 4.20 como sendo a aplicação de uma força constante, torna-se dependente da variação da velocidade da cadeira de rodas. Fazendo a somatória das forças atuantes no eixo x:

$$\sum F_x = a_x M_t = F - R_{rf} - P \sin \theta - R_a \quad (4.9)$$

Sendo: M_t a massa total do conjunto WDI e cadeira de rodas. Logo:

$$a_x = \frac{F - R_{rf} - P \sin \theta - R_a}{M_t} \quad (4.10)$$

Onde: a_x é a aceleração instantânea da cadeira de rodas, visto que F_{WDI} não é mais constante.

4.7.2 Potência Média

Observa-se que a potência média fornecida à cadeira de rodas, P_{WDI} , é produzida pelos músculos dos membros superiores e seu valor depende não apenas da capacidade do WDI oxigená-los (Rean, 1977), mas também, do nível da lesão medular (Dallmeijer *et al.*, 1994). Os estudos de Dallmeijer *et al.* (1994), tabela 4.1, mostraram esta influência e indicaram valores para a potência média entre 43 e 128 W. Estudos aplicados no desenvolvimento de aviões com propulsão humana (*Man-Powered Flights*) recomendam potências médias entre 35 e 50W para longos ciclos de acionamento (Wilkie, 1960; Rean, 1977 e Sargeant, 1994). Nas simulações apresentadas no item a seguir, por se tratarem do caso em que o WDI está se aproximando de uma rampa e pretende utilizá-

la para entrar em uma edificação, adotou-se como valores razoáveis para a potência média fornecida os valores de 100 W no plano e 150 W na rampa. Observando que estes valores foram adotados para esta condição (preparação e subida de rampa) e não refletem a real potência média fornecida pelo WDI em condições de movimentação normal dentro ou fora de edificações. Observando também que para valores de P_{WDI} abaixo de 150 W na rampa, dependendo das condições (inclinação, vento frontal, etc.) o WDI não consegue transpor a rampa.

4.7.3 Simulações

Baseado na modelagem desenvolvida, é possível simular o comportamento da cadeira de rodas para diversas inclinações de pista, velocidades de vento frontal ou traseiro, verificar a potência necessária para subir rampas, etc. Para tal, foi simulado o acionamento de uma cadeira de rodas em uma pista com a presença de uma rampa (inclinação apenas em θ), situação comum para WDI's acessarem edificações.

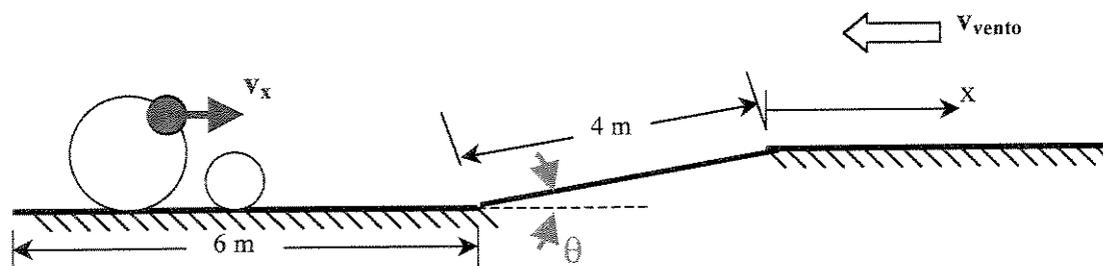


Fig. 4.21 – Característica da pista/rampa simulada.

As simulações foram feitas para inclinações de 0, 4, 8 e 12%, todas com 4 m de extensão (lembrando que a NBR9050 (ABNT, 1994) recomenda inclinações entre 5 e 12,5% com diversas extensões), com e sem a presença de vento frontal. Foram utilizadas as dimensões sugeridas pela NBR9050 para cadeiras de rodas manuais, resultando nos seguintes dados para as simulações: $P = 9810$ N; $A = 0,6$ m²; $h = 0,6$ m; $L = 0,5$ m; $d = 0,2$ m; $R = 0,3$ m; $r = 0,25$ m; $\mu_f = 0,08$ e, $\mu_t = 0,04$. Analisando as figuras 4.22 a 4.24 é possível observar como pequenas variações na inclinação da pista e na velocidade do vento frontal afetam a velocidade da cadeira de rodas e a força que o WDI deve imprimir no aro da roda para ultrapassar a rampa. Nos gráficos o efeito da rampa é observado para o deslocamento entre 6 e 10 m (trechos dentro dos retângulos tracejados).

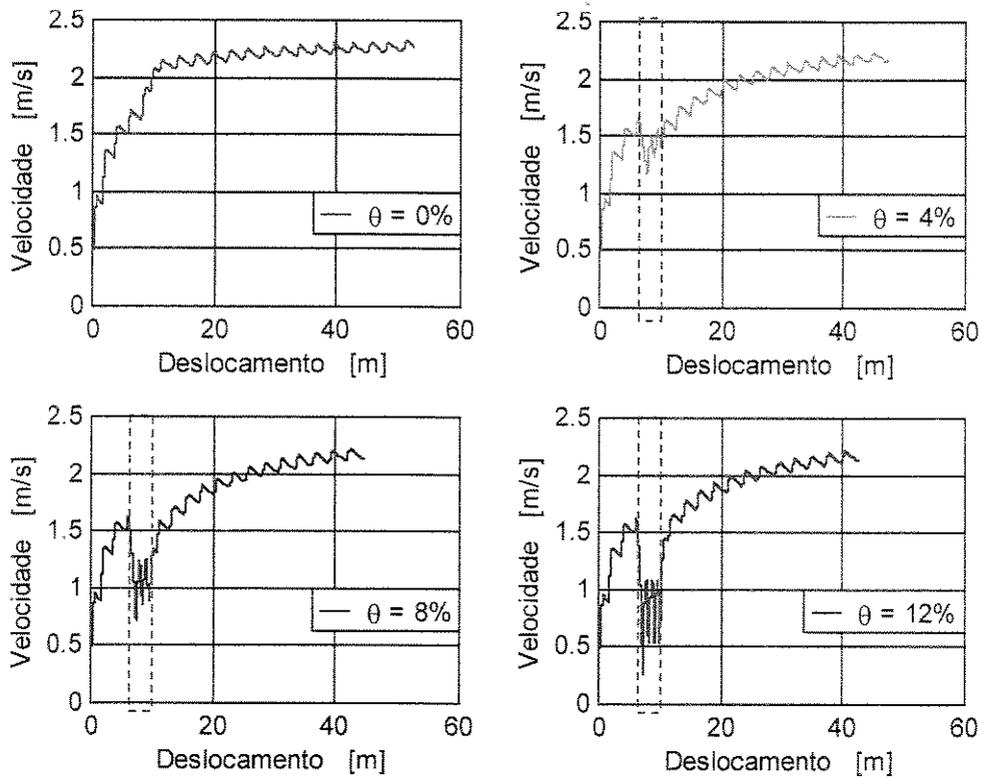


Fig. 4.22 – Comportamento da velocidade da cadeira de rodas para diversas inclinações da pista, sem vento frontal.

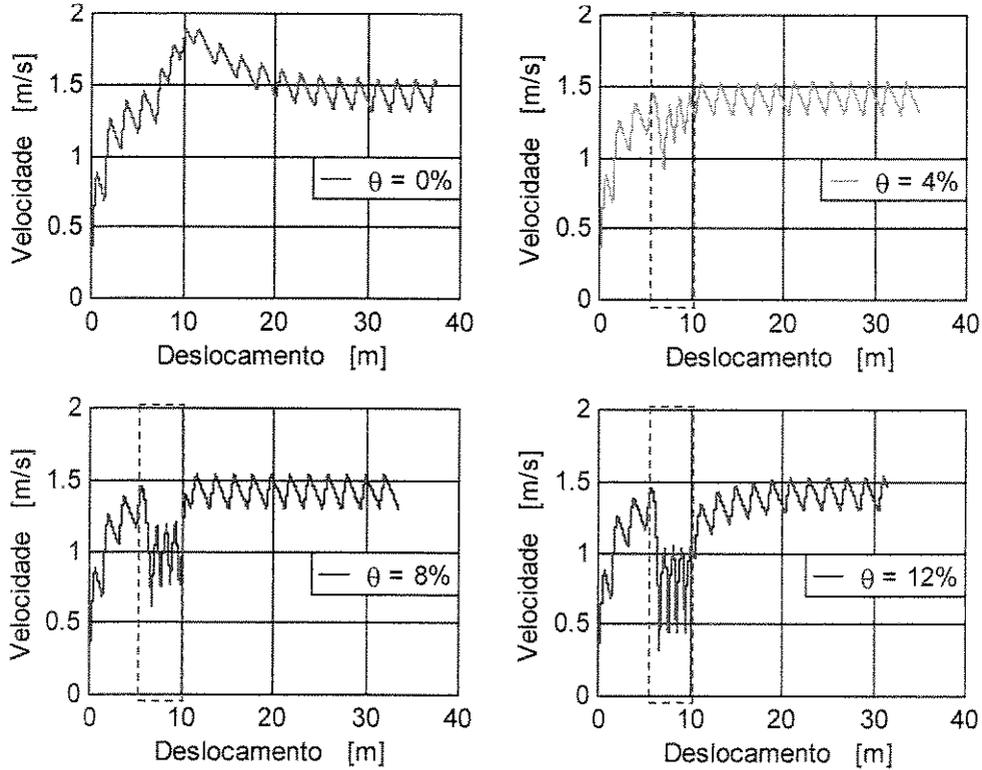


Fig. 4.23 – Comportamento da velocidade da cadeira de rodas para diversas inclinações da pista (vento frontal: 20 km/h).

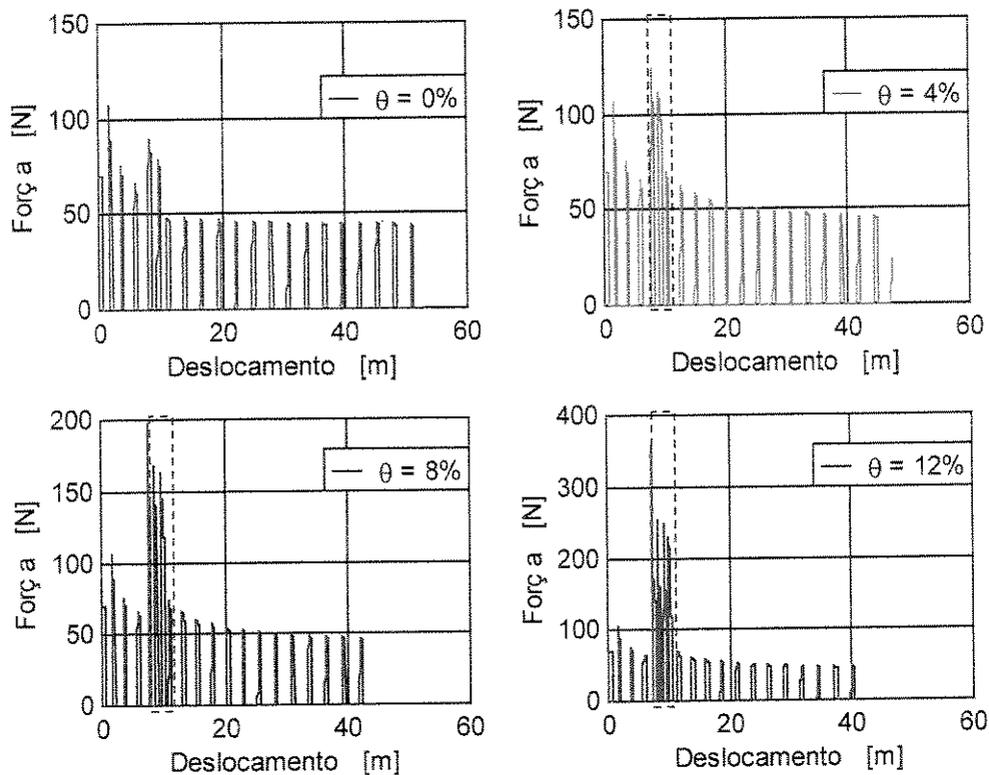


Fig. 4.24 – Comportamento da força F_{WDI} que o WDI deve aplicar no aro da roda da cadeira de rodas para diversas inclinações da pista, sem vento frontal.

4.8 Sumário

Neste Capítulo foi mostrado o quão importante é a consideração das variáveis antropométricas e fisiológicas dos WDIs e, construtivas da cadeira para se otimizar a propulsão manual da cadeira de rodas, evitando o surgimento de lesões e deformações no WDI decorrentes da má utilização da cadeira de rodas. Um exemplo disto pode ser observado através do estudo de como o nível de lesão do WDI e o posicionamento do assento afetam a potência fornecida e o ciclo de propulsão da cadeira de rodas.

Em clínicas algumas especializadas, podem ser encontrados Simuladores utilizados para otimizar o posicionamento do WDI assentado na cadeira de rodas. Contudo sua aquisição pelas clínicas é um tanto difícil devido ao alto custo envolvido.

Como mencionado no Capítulo anterior, a solução ideal seria realizar estudos ergonômicos e antropométricos para cada caso, sempre maximizando os objetivos (conforto, segurança, etc.), mas isto acarreta em elevados custos. Soluções possíveis surgem então com a utilização de peças adaptáveis e ajustáveis unidas ao uso de dados antropométricos e fisiológicos de determinadas faixas de usuários.

Foi mostrado também, como o uso de rodas tipo *Caster* pode afetar o movimento e a estabilidade de cadeiras de rodas. Embora seja uma solução relativamente barata para permitir uma mudança de direção do movimento, a ocorrência do fenômeno de *shimmy* e a tendência natural da cadeira em inclinar em rampas devem ser consideradas para a segurança do usuário e da cadeira.

Foram desenvolvidos uma modelagem bidimensional (2-D) e um programa em MatLabTM para simular o processo de acionamento de cadeiras de rodas manuais. Apesar de sua simplicidade, por ser 2-D e, não considerar os movimentos dos membros superiores e do tronco no processo de acionamento, foi possível demonstrar a influência das inclinações da pista e da presença de vento frontal na força requerida para o WDI fornecer uma potência constante à cadeira. Observou-se que, dependendo da potência média que o WDI é capaz de fornecer à cadeira e da inclinação da pista/rampa, ele não será capaz de transpô-la. Observando o caso em que a inclinação da rampa era de 12% (figura 4.24). Em um momento da simulação, o WDI teve que aplicar uma força aproximadamente de 360 N no aro da roda da cadeira de rodas para conseguir transpor a rampa.

Capítulo 5

Análise de Estabilidade Lateral e Longitudinal de Cadeiras de Rodas

Para que uma análise de estabilidade longitudinal e lateral de uma cadeira de rodas seja feita, antes de mais nada, é preciso saber qual é a sua distribuição de peso quando o usuário está assentado. Esta distribuição é uma função do posicionamento do CG do conjunto usuário e cadeira sendo determinada pelo posicionamento do assento. Geralmente, é utilizada uma distribuição 60-40, ou seja, 60% do peso sobre o eixo motor e 40% do peso sobre o eixo movido, mas este valor pode ser alterado em função das necessidades de posicionamento, ou acomodação, do usuário e do tipo de cadeira de rodas, cadeiras motorizadas podem ter uma distribuição diferente (Cooper, 1998).

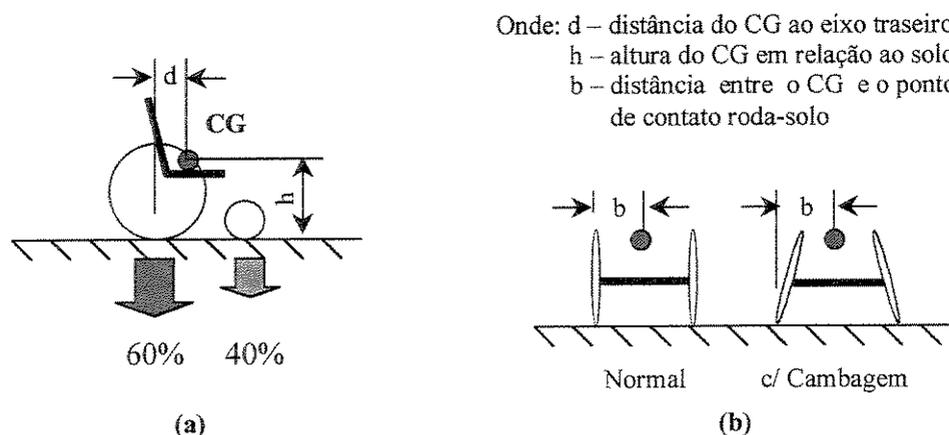


Fig. 5.1 – Distribuição de peso em cadeiras de rodas (quatro rodas) com acionamento traseiro, (a) vista lateral e, (b) frontal. Em (b) detalhe da cambagem das rodas em cadeiras de rodas esportivas.

Pela figura 5.1, observa-se que os parâmetros construtivos que determinam a estabilidade longitudinal da cadeira são a altura do CG em relação ao solo (h) e sua posição em relação ao eixo traseiro (d). Já para a estabilidade lateral – tombamento lateral, além de h , a distância entre o CG e o ponto de contato da roda com o solo (b_i) também deve ser considerado. Verifica-se que para uma mesma distância entre eixos, valores negativos de cambagem (ângulo *Camber*) aumentam a estabilidade lateral do veículo, pois aumentam sua bitola, embora aumentem também o seu raio de giro. Além destes fatores construtivos, as características da pista, ou seja, os ângulos de inclinação da pista, também influenciam na estabilidade da cadeira de rodas (McLaurin & Brubaker, 1991).

Observa-se que a estabilidade de cadeiras de rodas pode ser analisada de duas formas: análise estática e dinâmica. Em ambos casos, o sistema de coordenadas apresentado na figura 5.2 é utilizado. A análise é feita para cadeiras de rodas com configurações de quatro e três rodas, sendo as rodas traseiras as rodas principais (ou seja, as rodas acionadas) e não são utilizadas rodas pivotadas. Isto se deve ao fato de que a interação entre rodas pivotadas e solo. Dependendo das condições rodas pivotadas podem gerar comportamentos difíceis de serem modelados (Canale *et al.*, 2000).

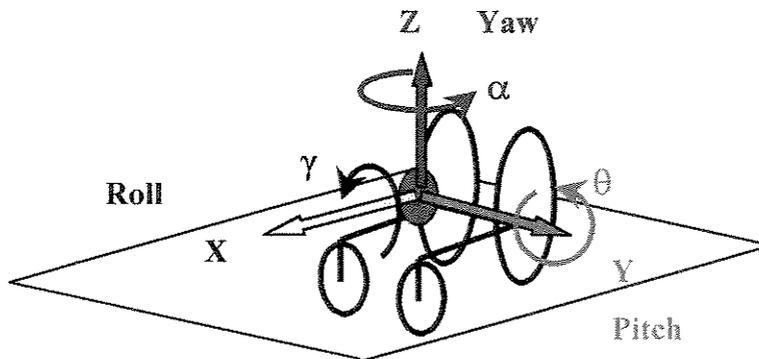


Fig. 5.2 – Sistema de coordenadas utilizado para a análise de estabilidade longitudinal e lateral.

5.1 Estabilidade Estática

A análise de estabilidade estática para as duas configurações é feita levando-se em consideração que as cadeiras de rodas podem sofrer tombamento nos eixos *Pitch* e *Roll*, respectivamente, eixos longitudinal e lateral, quando posicionadas em pistas inclinadas ou em movimento retilíneo uniforme.

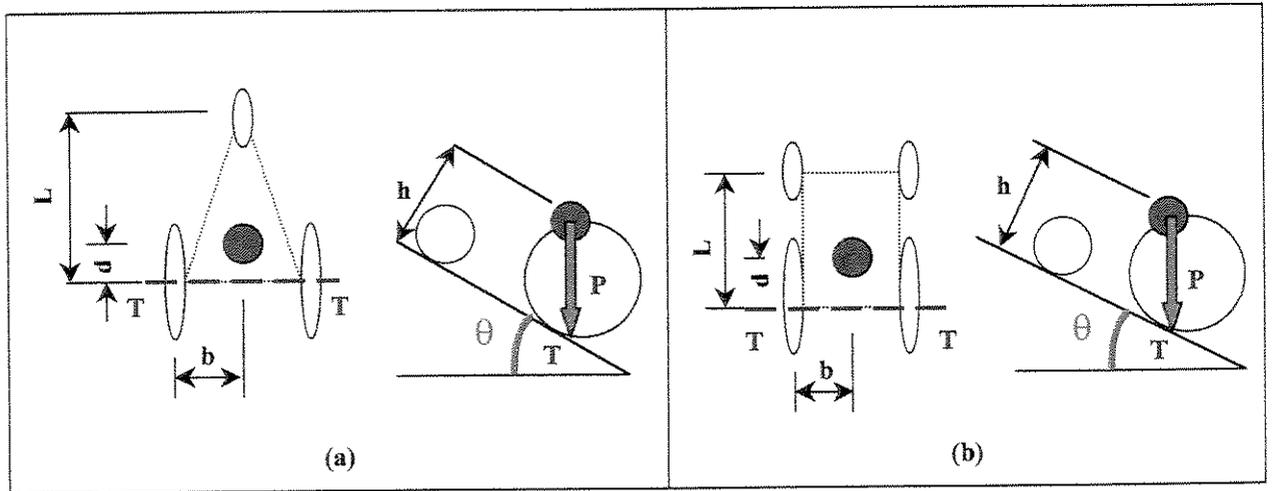


Fig. 5.3 – Diagrama de corpo livre para a análise de estabilidade longitudinal estática, tombamento para trás: (a) configuração com três rodas e (b) configuração com quatro rodas.

Observando a figura 5.3, tem-se que a condição limite do ângulo θ (ângulo *Pitch* limite para o tombamento da cadeira de rodas) é obtido através da somatória de momentos com relação ao eixo TT (eixo de tombamento). Desta forma, para ambas configurações tem-se (Becker *et al.*, 1998):

$$\theta = \text{tg}^{-1}\left(\frac{d}{h}\right) \quad (5.1)$$

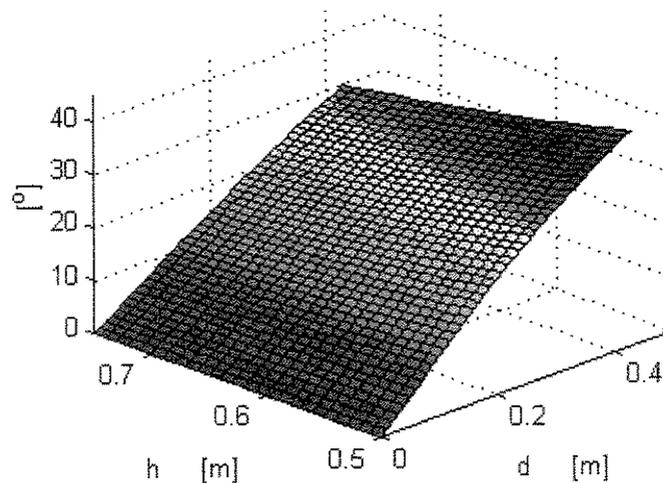


Fig. 5.4 – Comportamento da estabilidade longitudinal estática (eixo *Pitch*) quanto ao tombamento para trás para as configurações com 3 e 4 rodas para $L = 0,43$ m.

A superfície obtida na figura 5.4 delimita as condições de estabilidade para as configurações. Combinações de h e d que resultem em pontos sobre ou abaixo da superfície, possuem um comportamento estável. Observa-se que para a análise da estabilidade longitudinal, tombamento para trás, a configuração adotada para o chassi (três ou quatro rodas) não possui influência alguma, o fator determinante neste caso é a altura do CG e a sua distância ao eixo traseiro.

O CG da cadeira deve ser posicionado próximo ao eixo traseiro para que o tombamento longitudinal para a frente ocorra, para ambas configurações, apenas em rampas muito inclinadas. O valor do ângulo θ limite pode ser calculado por:

$$\theta = \text{tg}^{-1}\left(\frac{L-d}{h}\right) \quad (5.2)$$

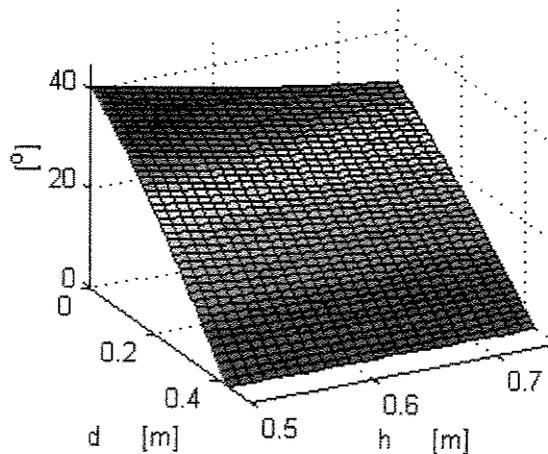


Fig. 5.5 – Comportamento da estabilidade longitudinal estática (eixo *Pitch*) quanto ao tombamento para a frente para as configurações com 3 e 4 rodas $L = 0,43$ m.

Já para a estabilidade lateral, o eixo de tombamento é alterado, sendo agora, a linha que une os pontos de contato das rodas frontal e traseira com o solo (veja figura 5.6). Os ângulos limites de γ (*Roll*) para a configuração com três e quatro rodas são obtidos da seguinte maneira: para a configuração com três rodas, deve-se primeiro calcular o valor de b' , que juntamente com h são os braços de momentos em relação ao eixo de tombamento TT. Assim:

$$\psi = \text{tg}^{-1}\left(\frac{b}{L}\right) \quad (5.3)$$

$$b' = (L - d) \sin \psi \quad (5.4)$$

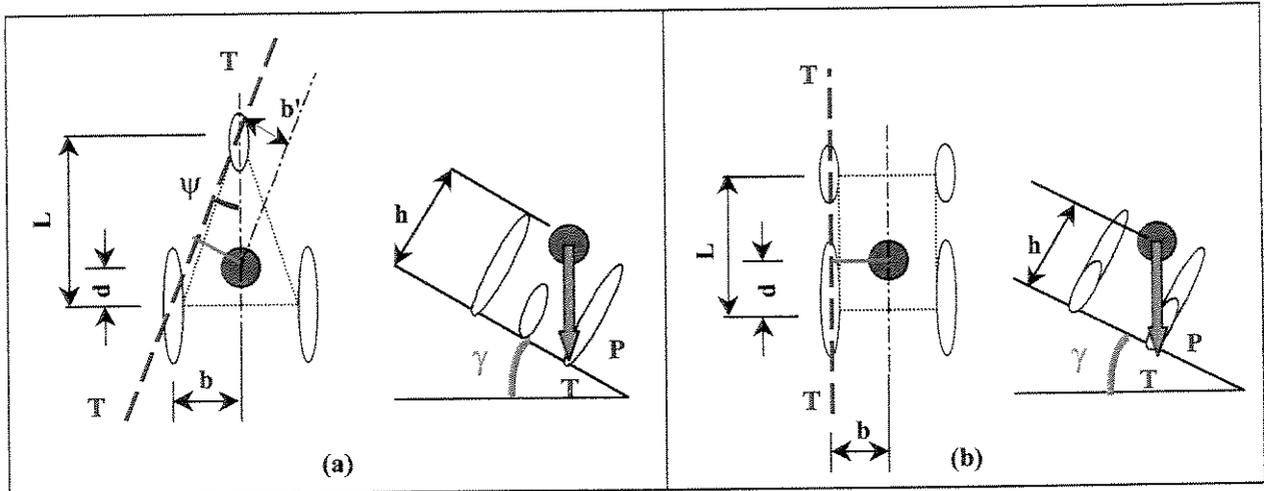


Fig. 5.6 – Diagrama de corpo livre para a análise de estabilidade lateral estática: (a) configuração com três rodas e (b) configuração com quatro rodas.

Deste modo, fazendo-se a somatória de momentos em relação ao eixo TT, para a situação limite em que apenas as rodas pertencentes ao eixo TT possuem reação normal e a cadeira está na iminência de tombar:

$$P h \sin \gamma = P b' \cos \gamma \quad (5.5)$$

Obtendo, como condição limite, o valor do ângulo γ em função de h e b' :

$$\gamma = \text{tg}^{-1}\left(\frac{b'}{h}\right) \quad (5.6)$$

Para a configuração com quatro rodas, o raciocínio é o mesmo, lembrando que, agora o braço de momento com relação ao eixo de tombamento TT, é o próprio valor de b . Logo, a condição limite é:

$$\gamma = \text{tg}^{-1}\left(\frac{b}{h}\right) \quad (5.7)$$

Observa-se que a configuração com quatro rodas não sofre alterações na estabilidade lateral quando a posição do CG é variada ao longo do eixo longitudinal (eixo *Roll*), o mesmo não ocorre com a configuração de três rodas (lembrando que o valor de b' depende da distância do CG ao eixo traseiro). Variando-se os valores de b , d e h , ou seja, dos braços de momento, é possível obter superfícies que delimitam os limites para os ângulos θ e γ , respectivamente para a estabilidade estática longitudinal e lateral. As figuras 5.7 e 5.8 mostram exemplos deste comportamento:

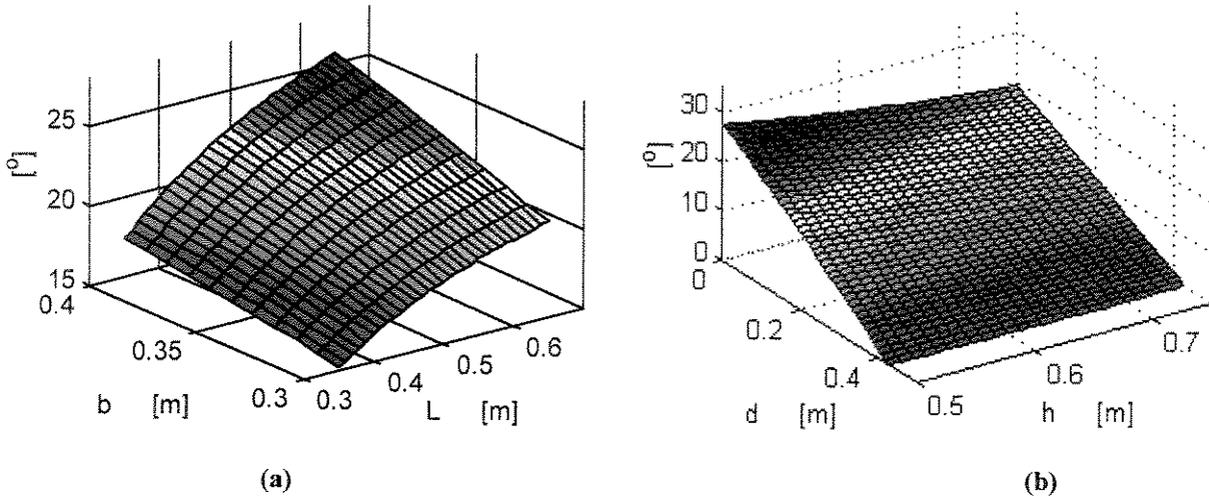


Fig. 5.7– Comportamento da estabilidade lateral estática, tombamento lateral em rampa com inclinação em γ (eixo *Roll*) para a configuração com três rodas, em (a) a influência de L e b (e conseqüentemente de ψ) para $d=0,1$ m e $h=0,6$ m e, em (b), a influência de d e h para $L=0,43$ m e $b=0,33$ m.

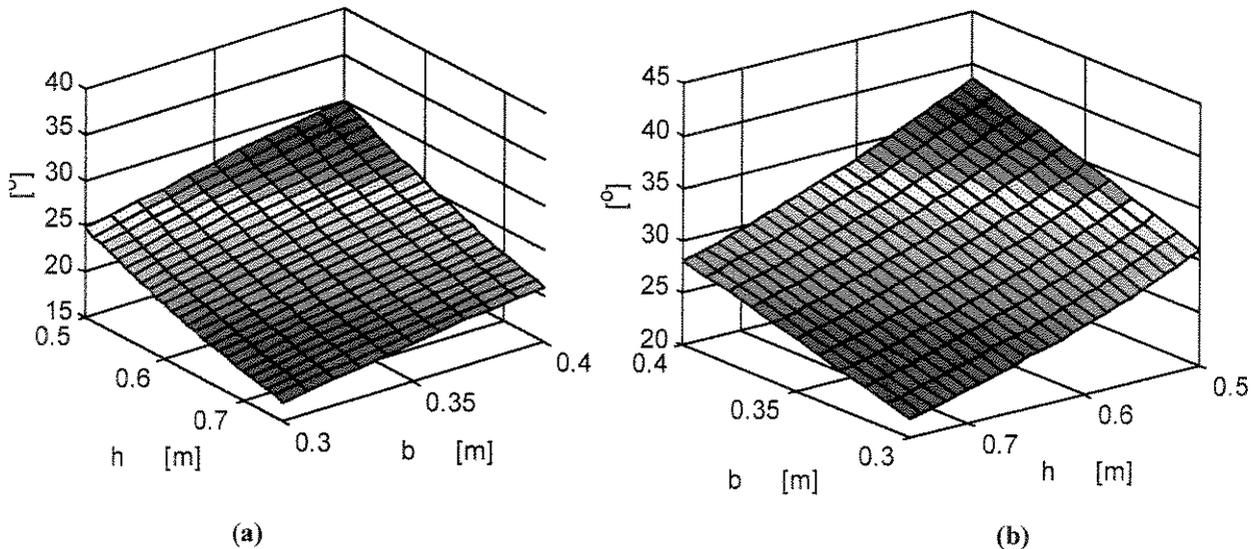


Fig. 5.8 – Comportamento da estabilidade lateral estática, tombamento lateral em rampa com inclinação em γ (eixo *Roll*) em função de h e b para (a) configuração com três rodas e (b) configuração com quatro rodas.

Pelas figuras apresentadas, observa-se que em condições estáticas, a configuração com quatro rodas é mais estável possuindo, para as mesmas variações dos parâmetros construtivos (b e h) condições limites superiores à configuração com três rodas. Observa-se também que a configuração com três rodas é muito sensível à variação de ψ (ângulo que determina o braço de momento b').

5.2 Estabilidade Dinâmica

A análise de estabilidade dinâmica para as duas configurações também é feita levando-se em consideração os eixos *Roll*, *Pitch* e *Yaw*. Mas, neste caso é feito um equacionamento mais geral, onde podem ser consideradas situações mais complexas, como por exemplo, a análise da cadeira de rodas manobrando em curva sobre uma rampa com inclinação dupla (ângulos θ e γ não nulos). Este equacionamento utiliza uma notação matricial/vetorial e matrizes de transformação entre o sistema de coordenadas inercial (0) e o sistema de coordenadas acoplado à cadeira (1). Deste modo, evita-se trabalhar com equações muito extensas (Becker, 1997) sendo possível adotar uma notação mais simples. Ao invés de utilizar as equações no sistema inercial (Cooper, 1993), optou-se por utilizar o sistema acoplado à cadeira para realizar a somatória de momentos com relação ao eixo de tombamento TT (procedimento idêntico ao adotado na análise de estabilidade estática).

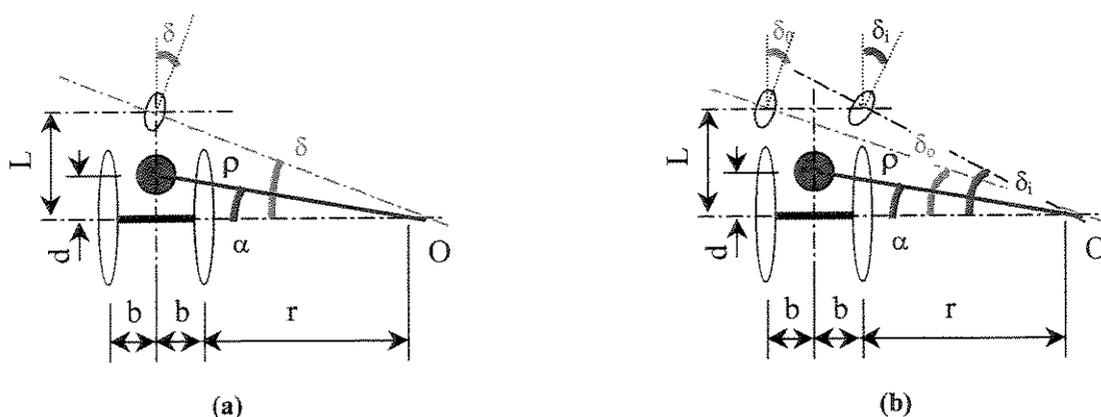


Fig. 5.9 – Diagrama de corpo livre para a análise do esterçamento da cadeira de rodas utilizando a geometria de Ackerman: (a) configuração com três rodas e (b) configuração com quatro rodas. Os ângulos δ_i são os ângulos efetivos de esterçamento das rodas frontais; o ângulo α , o ângulo de *Yaw* e, ρ é o raio de curvatura.

Observa-se o equacionamento do efeito do uso rodas pivotadas não seria possível para uma análise de estabilidade dinâmica. Isto porque o uso de rodas pivotadas faz com que, em condições normais de uso sem a ocorrência do *shimmy*, as rodas frontais (pivotadas) assumam a geometria de Ackerman (figura 5.9) para seu esterçamento (Gillespie, 1992), o que junto com o efeito do braço das rodas pivotadas, figura 4.15, altera a posição do CG da cadeira. Além disto, a cadeira tenderia a inclinar-se para baixo na curva, inviabilizando a manobra de uma curva em rampas com inclinações simples ou duplas. Na prática, estes efeitos são compensados pelo WDI na propulsão manual da cadeira de rodas, ou através do controle nos *joysticks* em cadeiras motorizadas.

Durante a manobra de uma curva, o módulo da força radial atuante no CG da cadeira pode ser expressa pela equação (5.8) e, o módulo da força de inércia devida à aceleração, pela equação (5.9) e, a força peso, pela equação (5.10):

$$E = M_t \left(\frac{v_x^2}{\rho} \right) \quad (5.8)$$

$$A = -M_t a_t \quad (5.9)$$

$$P = -M_t g \quad (5.10)$$

Onde: M_t é a massa total (cadeira e usuário); ρ , o raio de curvatura; v_x , a velocidade longitudinal; g , a aceleração da gravidade e, a_t , a aceleração tangencial.

Observando-se novamente a figura 5.2, tem-se que os efeitos das inclinações da pista podem ser melhor compreendidos através das seguintes matrizes de transformação (rotação), do sistema de coordenadas inercial para o sistema de coordenadas fixo na cadeira de rodas:

$$R_{x,\gamma} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\gamma & -s\gamma \\ 0 & s\gamma & c\gamma \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

$$R_{y,\theta} = \begin{bmatrix} c\theta & 0 & s\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\theta & 0 & c\theta \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

$$R_{z,\alpha} = \begin{bmatrix} c\alpha & -s\alpha & 0 \\ s\alpha & c\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.13)$$

Onde: s representa a função seno e c , a função coseno do ângulo indicado.

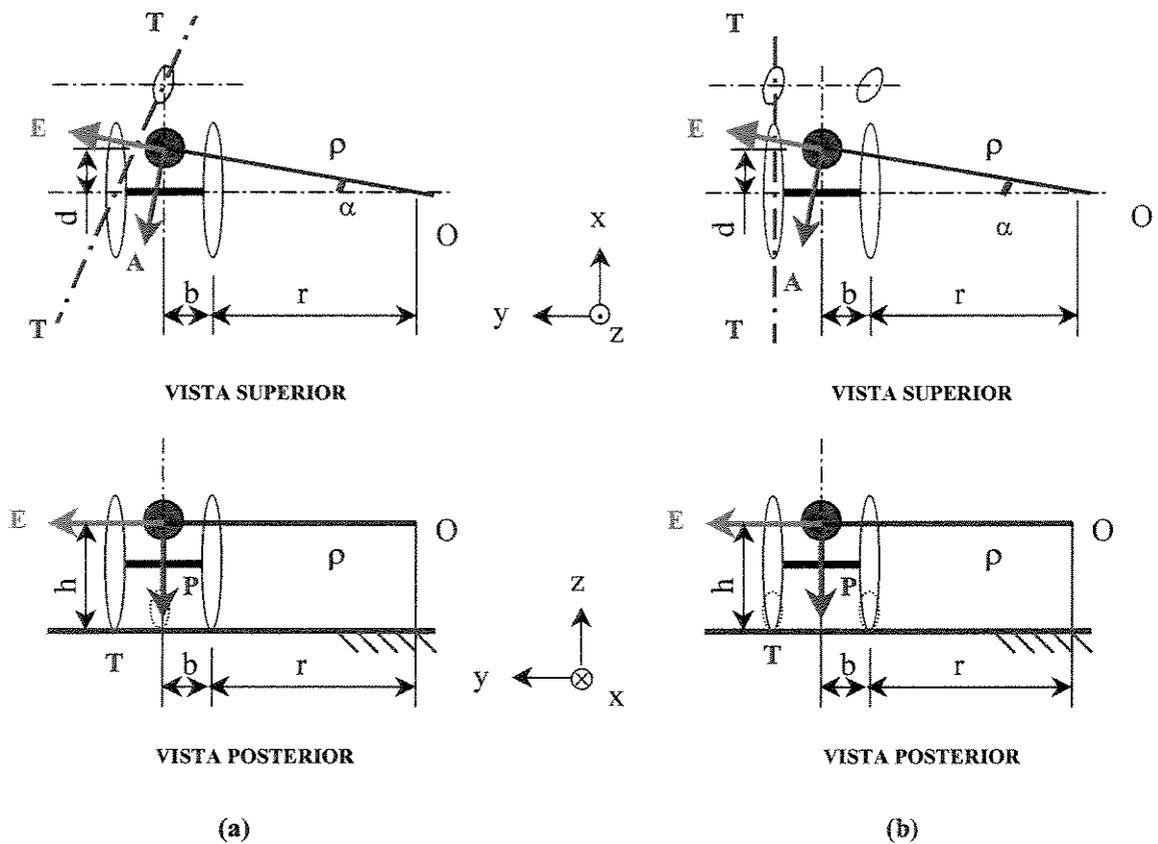


Fig. 5.10 – Diagrama de corpo livre para a análise da estabilidade dinâmica da cadeira de rodas em rampas: (a) configuração com três rodas e (b) configuração com quatro rodas. Observando que as vistas foram feitas para $\gamma = \theta = 0^\circ$

Combinando as matrizes de rotação, obtém-se:

$$R_0^1 = R_{z,\alpha} R_{y,\theta} R_{x,\gamma} \quad (5.14)$$

$$R_0^1 = \begin{bmatrix} c\alpha c\theta & c\alpha s\theta s\gamma - s\alpha c\gamma & s\alpha s\gamma + c\alpha s\theta c\gamma \\ s\alpha c\theta & c\alpha c\gamma + s\alpha s\theta s\gamma & s\alpha s\theta c\gamma - c\alpha s\gamma \\ -s\theta & s\gamma c\theta & c\gamma c\theta \end{bmatrix} \quad (5.15)$$

Através da matriz R_0^1 é possível decompor as forças atuantes no CG da cadeira de rodas, fazer a somatória de momentos em relação ao eixo de tombamento TT e, obter a velocidade limite para o tombamento para cada configuração. Lembrando que no caso da cadeira com três rodas, b não é o braço de momento mas sim, b' . Neste estudo de estabilidade não está sendo considerado o caso em que a cadeira escorrega antes de tombar, assume-se que as rodas da cadeira possuem adesão suficiente para evitar tal comportamento. O valor de α (ângulo de *Yaw*) pode ser calculado a partir de ρ e d , conforme a figura 5.10:

$$\alpha = \sin^{-1}\left(\frac{d}{\rho}\right) \quad (5.16)$$

O vetor braço de momento, vetor linha $\{K\}$, é dado por:

$$\{K\} = [0 \quad h \quad b_i] \quad (5.17)$$

Onde: $i = 3$ ou 4 e, b_i possui valores diferentes dependendo da configuração. Para a configuração com três rodas, $b_3 = b'$ e, para a configuração com quatro rodas, $b_4 = b$.

Representando-se as Eqs. (5.8) a (5.10) na forma vetorial no sistema de coordenadas inercial:

$$\{E_0\} = M_t \frac{v_x^2}{\rho} \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.18)$$

$$\{A_0\} = -M_t a_t \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.19)$$

$$\{P_0\} = -M_t g \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5.20)$$

No sistema fixo à cadeira de rodas:

$$\{E_1\} = R_0^1 \{E_0\} \quad \text{ou} \quad \{E_1\} = \frac{M_t v_x^2}{\rho} \{E^*\} \quad (5.21)$$

$$\{A_1\} = R_0^1 \{A_0\} \quad \text{ou} \quad \{A_1\} = -M_t a_t \{A^*\} \quad (5.22)$$

$$\{P_1\} = R_0^1 \{P_0\} \quad \text{ou} \quad \{P_1\} = -M_t g \{P^*\} \quad (5.23)$$

Sendo que os vetores coluna $\{E^*\}$; $\{A^*\}$ e $\{P^*\}$ possuem os seguintes valores, em função dos ângulos de *Roll*, *Pitch* e *Yaw*:

$$\{E^*\} = \begin{bmatrix} c\alpha s\theta s\gamma - s\alpha c\gamma \\ c\alpha c\gamma + s\alpha s\theta s\gamma \\ c\theta s\gamma \end{bmatrix} \quad (5.24)$$

$$\{A^*\} = \begin{bmatrix} c\alpha c\theta \\ s\alpha c\theta \\ -s\theta \end{bmatrix} \quad (5.25)$$

$$\{P^*\} = \begin{bmatrix} c\alpha s\theta c\gamma + s\alpha s\gamma \\ -c\alpha s\gamma + s\alpha s\theta c\gamma \\ c\theta c\gamma \end{bmatrix} \quad (5.26)$$

Deste modo, pode-se calcular a velocidade limite para o tombamento lateral através da somatória de momentos com relação ao eixo de tombamento TT:

$$\sum M_{TT} = \{K\} \{E_1\} + \{K\} \{A_1\} + \{K\} \{P_1\} = 0 \quad (5.27)$$

Substituindo-se as equações (5.21) a (5.26) em (5.27), obtém-se:

$$\frac{M_t v_x^2}{\rho} \{K\} \{E^*\} - M_t a_t \{K\} \{A^*\} - M_t g \{K\} \{P^*\} = 0 \quad (5.28)$$

Isolando-se o termo v_x^2 e eliminado-se a massa total do sistema (M_t), obtém-se como expressão para o cálculo da velocidade limite a equação (5.29):

$$v_x = \sqrt{\frac{\rho(a_t \{K\} \{A^*\} + g \{K\} \{P^*\})}{\{K\} \{E^*\}}} \quad (5.29)$$

A equação (5.29) é válida para as duas configurações, sendo apenas necessário observar para a configuração com três rodas que: na equação (5.17), o valor de b_3 é b' e que ao ângulo α deve ser adicionado o valor do ângulo ψ .

Utilizando a equação (5.29) e as considerações acima, foi feita a análise dinâmica da estabilidade lateral quanto ao tombamento em rampas com inclinação simples e dupla para ambas configurações. As simulações levaram em consideração as medidas sugeridas pela NBR9050 (ABNT, 1994). Para tal, utilizou-se as medidas de $0,5 \times 0,7$ m (L vs. $2b$) e uma posição do CG de $0,6$ m \times $0,1$ m (h vs. d) para a cadeira, variou-se os ângulos θ e γ no intervalo $[-45^\circ; 45^\circ]$, para um raio de curvatura, ρ , de 5 m e uma aceleração positiva de 1 m/s².

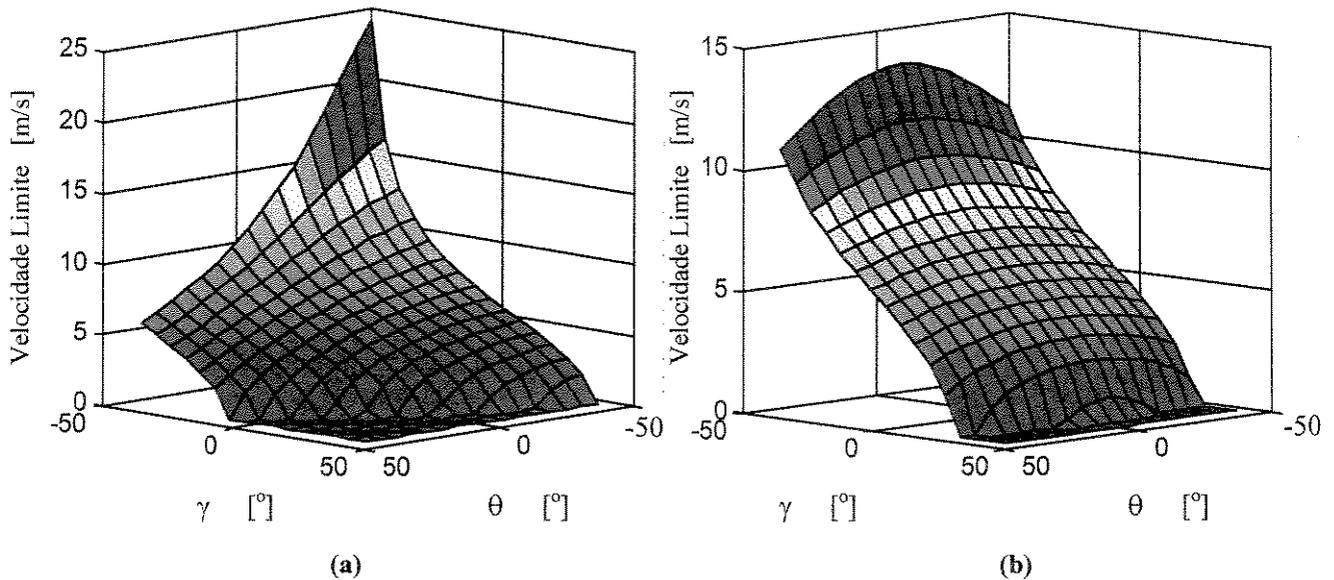


Fig. 5.11 – Comportamento da estabilidade dinâmica para as duas configurações: (a) configuração com três rodas e, (b) configuração com quatro rodas. Observa-se que para a combinação de valores de ângulos θ e γ próximos a 50° , devido às características das cadeiras (h , b e L), ocorre tombamento para qualquer valor de velocidade.

Lembrando que as superfícies formadas pelos valores das velocidades limites para o tombamento podem ser chamadas de superfícies limites de estabilidade pois, são as fronteiras entre condições estáveis e instáveis, representando a condição de tombamento iminente. Pelos resultados mostrados nas figuras 5.11-a e b, verifica-se que para a configuração com três rodas, a superfície está posicionada obliquamente com relação aos eixos θ e γ , fazendo com que um grande número de

combinações de ângulos θ e γ resultem em condições instáveis (patamares nulos nos dois gráficos). O mesmo não ocorre com a configuração com quatro rodas, visto sua superfície ser posicionada paralelamente ao eixo θ . O fato de a superfície da configuração com três rodas estar posicionada obliquamente a torna menos robusta à variação de θ e γ . Ou seja, pequenas variações nos valores destes ângulos podem causar uma grande variação no valor da velocidade limite. Observa-se também que, em geral, a configuração com quatro rodas possui valores de velocidade limite mais elevados (exceto no caso de rampas com dupla inclinação e valores de θ e γ próximos do limite inferior simulado, -45°).

A influência da aceleração do veículo em suas superfícies de estabilidade é verificada no recuo (para acelerações menores ou negativas) ou avanço (para acelerações maiores) de suas regiões de patamares nulos e em um rebaixamento da superfície como um todo, ou seja, as velocidades limite diminuiram (verifica-se esta influência na configuração com três rodas na figura 5.12).

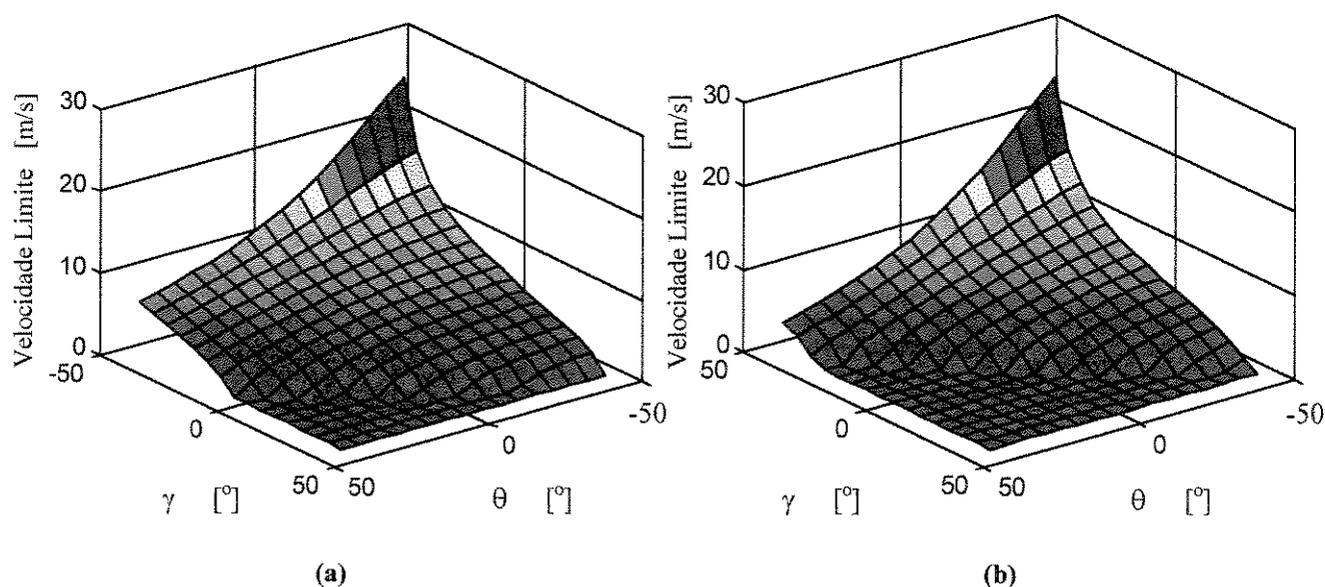


Fig. 5.12 – Comportamento da estabilidade dinâmica para a configuração com três rodas em (a) com aceleração nula e em (b), com aceleração de 5 m/s^2 . Observa-se que em (b) a região de patamar nulo é maior e que a superfície como um todo foi “rebaixada”.

As figuras 5.13 e 5.14 mostram que a configuração com quatro rodas é mais robusta à variação de θ e γ . Este comportamento é altamente desejável no caso de cadeiras de rodas, pois inspira uma maior confiança do usuário em relação ao veículo.

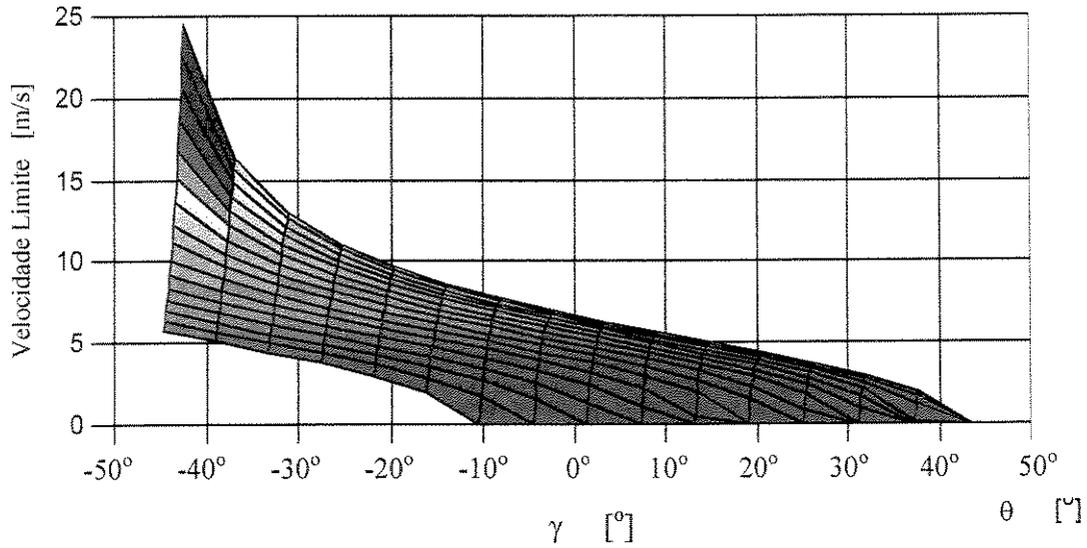


Fig. 5.13 – Vista lateral da figura 5.11-a, configuração com três rodas. Observa-se que a grande variação de velocidades limites é causada pela posição oblíqua da superfície e é facilmente visualizada pelos vértices da superfície próximos aos eixos horizontal (γ) e vertical (velocidade limite).

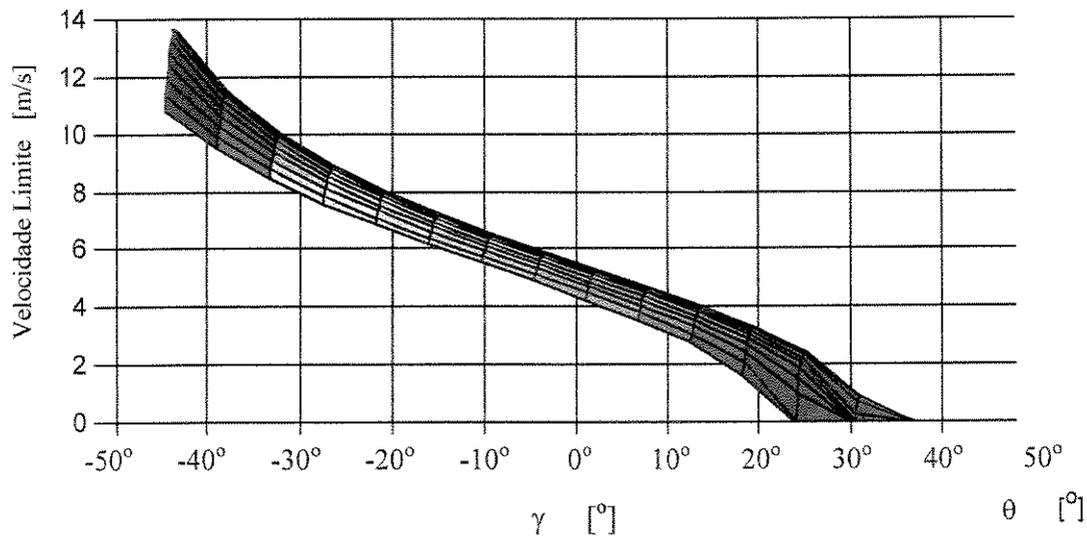


Fig. 5.14 – Vista lateral da figura 5.11-b, configuração com quatro rodas. Observa-se que ao contrário da configuração com três rodas, a superfície é posicionada paralelamente aos eixos θ e γ .

5.3 Sumário

A modelagem descrita neste Capítulo foi baseada na hipótese de que as cadeiras de rodas não possuíam rodas tipo *Caster* (pivotadas). O seu uso, como já mencionado, altera constantemente a posição do CG do conjunto cadeira e usuário assentado e, “gera” uma tendência da cadeira inclinar para cima ou para baixo em rampas, devido ao momento de giro. Além disto, a interação entre rodas pivotadas e solo, dependendo das condições, pode gerar comportamentos da roda pivotada melhor modelados pela teoria do caos. No caso de estudo de estabilidade dinâmica, mesmo usando uma modelagem que utilize a teoria do caos, não é possível modelar o efeito da roda pivotada sobre a estabilidade do veículo sem também modelar a compensação introduzida pelo usuário no acionamento para evitar a tendência de inclinar em rampas.

O estudo de estabilidade estática e dinâmica quanto aos tombamentos lateral e longitudinal apresentado mostrou que, em geral, a configuração com quatro rodas é mais robusta a variações das inclinações de pistas que a configuração com três rodas. Esta configuração é portanto recomendada para uso convencional. Cadeiras de rodas utilizadas em práticas esportivas geralmente utilizam configurações com três ou seis rodas. No caso de três rodas, utiliza-se a posição de triciclo (um roda frontal e duas traseiras), pois: possui um coeficiente de penetração aerodinâmica (C_x) melhor; utiliza cambagem nas rodas para aumentar a bitola do veículo e, conseqüentemente, a sua estabilidade; a posição do CG é mais próxima ao solo e, aproxima-se o eixo das rodas do ombro do usuário, poupando sua musculatura do ombro. No caso de seis rodas, a disposição das rodas segue a figura 4.16-c, ou seja, duas são centrais e possuem diâmetro maior, sendo portanto utilizadas para propeler a cadeira e, as demais são do tipo *Caster*, utilizadas para melhorar a estabilidade da cadeira ao tombamento.

Para o posicionamento do CG em cadeiras manuais, deve ser encontrado um compromisso entre a estabilidade e o acionamento da cadeira. Por exemplo, diminuir a distância do CG ao eixo traseiro (d) implica em diminuir a resistência de giro, facilitando a propulsão da cadeira (assunto comentado no Capítulo 4) mas, também implica em diminuir a margem de estabilidade às inclinações de pista e raios de curvatura.

Capítulo 6

Aplicação de Técnicas de Controle em Cadeiras de Rodas Motorizadas

6.1 Introdução

Cadeiras de rodas motorizadas são sistemas de alto custo e geralmente prescritas a usuários que não possuem força ou coordenação motora para acionar manualmente uma cadeira convencional. Os usuários deste tipo de veículo são em geral idosos e portadores de tetraplegia. A escolha por este tipo de veículo deve levar em conta tanto as habilidades sensoriais e motoras do usuário, como o seu desejo de se locomover de modo independente. Se, por um lado, a cadeira de rodas motorizada pode vir a suprir as deficiências do usuário com relação à propulsão do veículo, por outro lado, o usuário deve possuir noção espacial e um fator cognitivo que permita a utilização do veículo. Lembrando que o peso de uma cadeira de rodas motorizada, juntamente com o peso do usuário, pode chegar a mais de 120 kg e, velocidades máximas, da ordem de 10 a 15 km/h, observa-se que nestas condições, uma cadeira desgovernada pode causar grandes estragos, tanto para seu usuário, como para as pessoas ao seu redor.

Desde o início da década de 1980, vários pesquisadores voltaram-se para o emprego de técnicas desenvolvidas em pesquisas nas áreas de robótica móvel no desenvolvimento de veículos que ajudassem à locomoção de pessoas dependentes de cadeiras de rodas motorizadas. Inicialmente, surgiram propostas que tratavam a cadeira como AGVs (*Auto Guided Vehicles*), desenvolvidos para operar em parques fabris. Ou seja, o veículo localizava-se no ambiente através do reconhecimento

de marcas de referência artificialmente colocadas no ambiente e, gerava automaticamente a trajetória para um certo local estabelecido (Madarasz *et al.*, 1986) ou, seguia linhas magnéticas colocadas sobre o piso do ambiente, sendo que todas as trajetórias possíveis já estavam preestabelecidas (Wakaumi *et al.*, 1992).

Passou-se então a concentrar as pesquisas em veículos tipo AVD (*Autonomous Vehicle for Disabled*) que, de modo semelhante aos AMRs (*Autonomous Mobile Robots*) eram capazes não apenas de seguir trajetórias, como também, de desviar de obstáculos em seu caminho (Mazo *et al.*, 1995; Yoder *et al.*, 1996; Katevas *et al.*, 1997; Wang, 1997 e Wang *et al.*, 1997). Apesar de serem providos de sensores tipo câmeras de vídeo, ultra-som, *encoders*, etc., seus métodos de autolocalização em ambientes tipo *indoor* eram baseados em mapeamentos relativamente pobres em detalhes e extremamente sujeitos a erros. Além disto, permitiam que o usuário escolhesse apenas a posição final desejada.

Verifica-se que as pesquisas giravam mais em torno de problemas de controle, navegação, desvio de obstáculos, etc. (ou seja, aspectos de interesse da robótica móvel) sem que fosse dada muita importância ao usuário. O veículo era tratado como um robô móvel e o usuário, como uma carga a ser transportada de um ponto a outro em um ambiente que poderia ser adaptado ao “robô”. Apenas em 1994 esta visão do problema começou a ser alterada, com a introdução da idéia de controle assistido para desvio de obstáculos (Bell *et al.*, 1994). Entretanto, a mudança mais radical nesta mentalidade ocorreu em 1996. Pela primeira vez, apesar de ser um tanto quanto óbvio, foi introduzida a idéia de níveis controle, ou seja, o veículo dispunha de três modos de controle (autônomo, assistido e manual) e o usuário escolhia o nível de controle desejado. O nome dado ao projeto foi VAHM - veículo autônomo para pessoas deficientes (Bourhis & Pino, 1996).

No primeiro modo, o autônomo, o usuário apenas escolhe o local que ele deseja ir e, o veículo gera as trajetórias automaticamente, sem a intervenção do usuário, nem mesmo para desviar de obstáculos. No segundo modo, o assistido, o veículo segue comandos dados pelo usuário como: “ *siga o corredor*”, “ *contorne a parede*”, “ *passar através de portas estreitas*”, etc., e evita colisões com obstáculos. O último modo, o manual, o usuário dirige o veículo através de algum tipo de interface, por exemplo, algum tipo de *joystick*. Deste modo, o usuário poderia escolher qual nível de

controle é o desejado para a situação em que ele se encontra e, também, interagir com a cadeira de modo que sua autonomia fosse respeitada. Este tipo de controle também foi adotado mais tarde por Kuno *et al.* (1999).

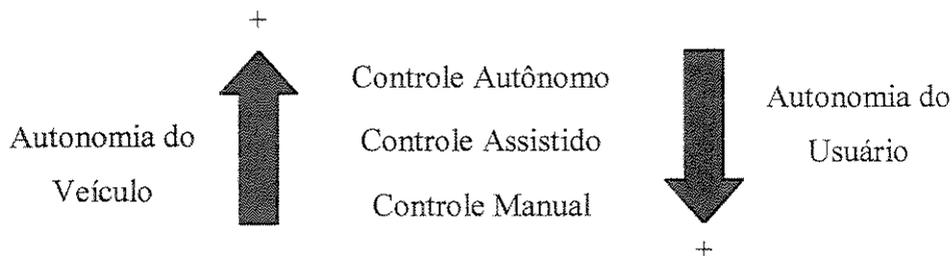


Fig. 6.1 – Autonomia do veículo vs. Autonomia do usuário.

Desde então, ampliou-se em muito as áreas de pesquisa e os tipos de abordagens deste problema, mostrando que além de ser um típico projeto mecatrônico, também é multiáreas, sendo necessário unir profissionais da área de exatas, humanas e biológicas em um grupo de trabalho. Hoje os trabalhos desenvolvidos nesta área estão focalizando não apenas a problemática ligada à robótica móvel mas, principalmente, técnicas de controle hierárquico, assistido e adaptativo, que sejam fáceis de interagir com o usuário, chegando-se finalmente ao termo cadeira de rodas inteligente (Tabboub & Asada, 1999; Luo *et al.*, 1999-a,b,c; Nakanishi *et al.*, 1999 e Simpson *et al.*, 1999). Muito mais que um simples termo, o “*inteligente*” denota que o projeto da cadeira de rodas foi desenvolvido visando maximizar o conforto, a independência e a auto-estima do usuário e, a funcionalidade da cadeira. Esta incorpora então tecnologias de biomecânica, ergonomia, interface e controle que permite ao seu usuário uma navegação e desvio de obstáculos mais segura e confortável.

Neste contexto, procurou-se desenvolver técnicas gerais de controle de navegação e desvio de obstáculos que pudessem ser implementadas em uma cadeira de rodas inteligente, formando um pacote de controle. Deve-se ressaltar que este pacote permite a implementação futura de um programa hierarquicamente mais elevado através do qual o usuário escolhe o nível de autonomia desejado. Visando o melhor entendimento do texto, é feita uma introdução sobre veículos autônomos e com navegação assistida e, o detalhamento de cada item estudado. Nos casos em que técnicas já detalhadas na literatura foram empregadas, procurou-se fazer uma introdução sobre o tema e referenciar os textos base para leitura e consulta.

6.2 Veículos Autônomos e Assistidos

Veículos autônomos e assistidos são sistemas programáveis capazes de executar multitarefas. Hoje em dia, são empregados para o transporte de material, descontaminação de locais, combate a incêndios, desarme de explosivos e outras atividades que podem colocar o ser humano em risco. Independentemente de sua aplicação, qualquer veículo para ser chamado de autônomo, ou que desenvolva algum tipo de navegação assistida, deve ser capaz de solucionar sozinho problemas básicos de navegação. Estes problemas podem ser resumidos pelas três seguintes questões: “*Onde o veículo está?*”, “*Para onde ele está indo?*” e “*Como ele chegará lá?*” (Leonard & Durrant-Whyte, 1992). A primeira questão diz respeito à autolocalização do veículo e, para isto é necessário que o veículo tenha um “*mapa*” do ambiente, através do qual ele irá determinar sua posição. A segunda e a terceira questões são relativas à especificação do local desejado (“*o gol*”) e ao planejamento da trajetória que resultará nesta posição, evitando qualquer obstáculo que esteja em seu caminho, ou seja, planejamento de trajetória e desvio de obstáculos (em inglês: *path planning* e *obstacle avoidance*). No caso de navegação assistida, o usuário tem o poder de decisão final, cabendo ao veículo, a tarefa de informá-lo sobre a situação em tempo real.

6.3 Mapeamento

O objetivo do mapeamento (em inglês: *Map-Building*) é produzir e atualizar automaticamente mapas dos ambientes *indoor* nos quais o veículo irá se deslocar. Este mapa será por ele utilizado para autolocalização no ambiente sem a necessidade de modificá-lo, ou seja, sem introduzir marcas artificiais no ambiente que funcionariam como referência para o veículo (um exemplo clássico de marcas artificiais é o emprego de códigos de barras em portas e paredes). O termo “*mapa*” deve ser compreendido como uma representação, ou modelagem, em 2 ou 3-D do ambiente, feita através do processamento das informações adquiridas por sensores que o estão monitorando constantemente (Leonard & Durrant-Whyte, 1992).

Quanto aos tipos de mapas, pode-se classificá-los em dois grupos bem distintos, independentemente de serem 2 ou 3-D: mapas topológicos (*topological maps*) e mapas métricos (*metric maps*). O primeiro grupo representa o ambiente através de grafos, sendo que os nós

representam lugares, marcas, etc. e os arcos, a existência de um trajeto entre dois nós (Thrun & Bücken, 1996; Dudek *et al.*, 1996; Nagatani *et al.*, 1998 e Arleo *et al.*, 2000). Já os mapas métricos são baseados na extração das características físicas do ambiente. No princípio o ambiente era representado através de *grids*, ou seja, grades compostas de células que possuíam valores associados que indicavam serem estas células ocupadas, ou não (Elfes, 1989). Atualmente, mapas métricos não utilizam mais a representação por *grids*, por duas razões básicas: por não produzirem mapas muito exatos pois, a exatidão do mapa depende do tamanho da célula utilizada (células menores implicam em um número maior de células a serem processadas) e, pelo alto custo computacional associado, pois todas as células têm de ser reiniciadas a cada passo da exploração do ambiente (isto pode ser melhor compreendido na figura 6.38). Ao invés disto, atualmente trabalha-se diretamente com os sinais dos sensores para a extração das características do ambiente, em inglês, *features* (Castellanos *et al.*, 1998; Castellanos *et al.*, 1999; Wullschleger *et al.*, 1999 e Becker & Wullschleger, 2000-a), mas a tendência futura é trabalhar diretamente com os dados dos sensores, em inglês, *Row Data* (Thrun *et al.*, 2000). A Tabela 6.1 mostra uma comparação entre estes dois grupos de mapas.

Tab. 6.1 – Comparação entre mapas métricos e topológicos (Thrun & Bücken, 1996).

Mapas Métricos	Mapas Topológicos
✓ Fácil de construir, representar e atualizar;	✗ Difícil de construir e atualizar em ambientes grandes ou complexos;
✓ A autolocalização no ambiente é feita através da geometria, não sendo ambígua e dependente da posição;	✗ A autolocalização no ambiente é feita através de marcas do ambiente, podendo ser ambígua;
✓ O planejamento e otimização de trajetórias é de fácil implementação;	✗ Pode produzir trajetórias subótimas;
✗ Exige uma determinação acurada da posição do Veículo;	✓ Não necessita da determinação acurada da posição do Veículo;
✗ Opção pobre para se obter uma solução simbólica do planejamento de trajetórias;	✓ Ótima opção para trabalhar, de modo simbólico, o planejamento de trajetórias;
✗ A complexidade da representação exige um espaço de memória considerável.	✓ Não exige grandes espaços de memória para armazenamento de dados.

Como é desejável que não haja modificações no ambiente para a determinação da posição do veículo, optou-se pelo estudo do mapeamento métrico, mais especificamente, pela extração de linhas do ambiente (item que será detalhado mais adiante). A construção e atualização de tais mapas em tempo real, independentemente do tipo de sensor utilizado, consiste resumidamente dos seguintes passos:

1. Obter através de algum sensor ou da fusão de sensores (pe.: câmeras de vídeo, ultra-som, sonar, laser, etc.) dados sobre a área circunvizinha ao veículo;
2. Extrair as características do ambiente (*features*) dos dados obtidos;
3. Comparar as características observadas com as já mapeadas e encontrar as mais similares no mapa, casando-as (*matched features*);
4. Estimar a posição do veículo no ambiente através das características identificadas (casadas);
5. Reavaliar o posicionamento das características baseado na “nova” posição do veículo;
6. Atualizar o mapa, reposicionando as características identificadas e introduzindo as não identificadas como sendo novas características observadas.

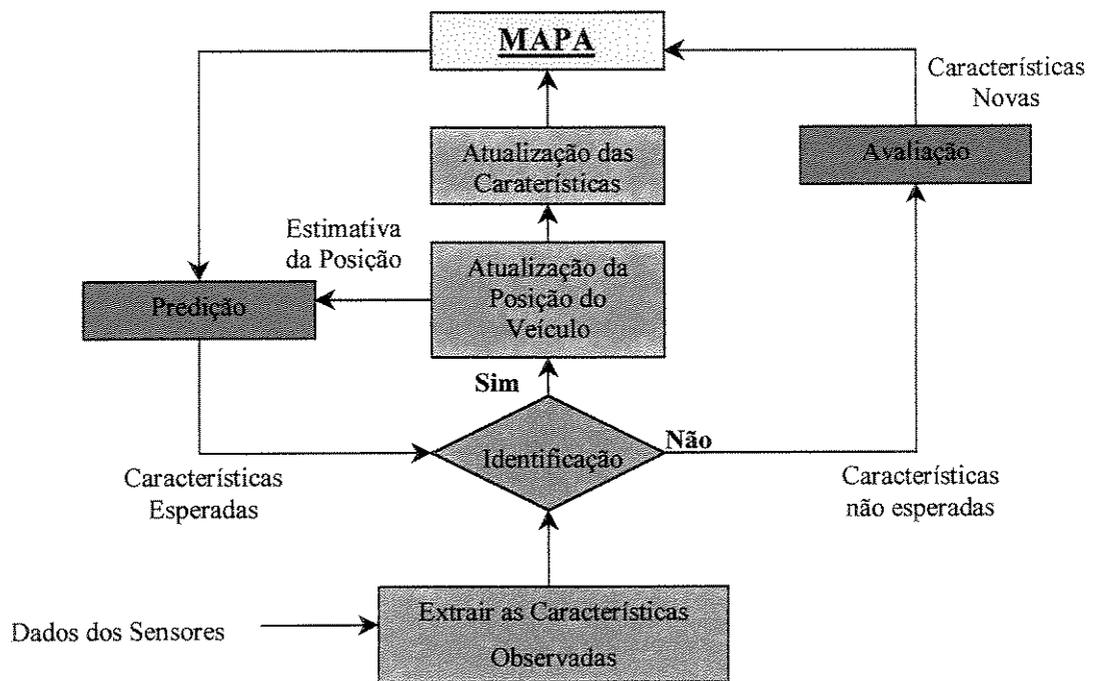


Fig. 6.2 – Fluxograma para mapeamento e localização simultânea (Leonard & Durrant-Whyte, 1992).

Como se deseja fazer um mapeamento métrico, o primeiro problema a ser resolvido é a estimativa da posição do veículo (pois, todas as características do ambiente serão mapeadas baseadas nesta estimativa). Há diversas técnicas utilizadas para estimar a posição do veículo durante o processo de mapeamento (Smith *et al.*, 1990). Optou-se por adotar como ferramenta básica o Filtro de Kalman Estendido (*Extended Kalman Filter*, ou simplesmente, EKF). Outra ferramenta adotada na elaboração do mapa, foi a representação estocástica, ou seja, a representação das

informações do ambiente é feita através de um mapa chamado estocástico (*stochastic map*) que contém a estimativa das relações entre todos os objetos do mapa e suas incertezas.

6.3.1 EKF

Por possuir diversas vantagens quando comparado a outras técnicas, o EKF é muito empregado para resolver problemas de localização em diversas aplicações em robótica, navegação de aeronaves, foguetes, satélites, mísseis, etc. (Crowley, 1989; Leonard & Durrant-Whyte, 1992; Curvo, 2000 e outros). Algumas de suas principais vantagens são: suas estimativas de posicionamento (localização) são ajustadas passo a passo, evitando que ocorra alguma instabilidade no filtro; o EKF não exige que os parâmetros utilizados sejam invariantes no tempo, como ocorre em processos de regressão linear tipo LS – *Least Square* ou ML – *Maximum Likelihood* (Olson, 2000) e, o EKF produz estimativas dos parâmetros que minimizam o seu erro médio quadrático (*mean square error*).

Porém, o EKF também possui algumas desvantagens, por exemplo: a necessidade de se conhecer as propriedades estatísticas do processo e dos ruídos das medidas para uma modelagem dinâmica dos parâmetros e, a necessidade de armazenar na memória os passos anteriores para serem utilizados na “nova” estimativa de posição. A adoção de simplificações pode introduzir alguns “*graus de liberdade*” a mais no Filtro que resultarão, no caso de mapeamento, em um aumento nas incertezas da posição do veículo e das características do ambiente.

Como o EKF é baseado em estimativas probabilísticas dos estados, recomenda-se a leitura dos Capítulos 23 e 24 de Kreyszig (1993); Bar-Shalom & Fortmann (1988); Smith *et al.* (1990); Feder *et al.* (1999) e Curvo (2000), para um completo entendimento sobre seu funcionamento. Neste texto é feita, de modo simplificado, uma apresentação do EKF.

A aplicação do EKF para solucionar problemas de estimar posições pode ser resumida pelos três seguintes passos:

1. Inicialização: Nesta fase, a matriz de covariância é inicializada com os valores de variância para cada estado e, a matriz de erro de observação, com a precisão dos dados oriundos dos sensores;
2. Propagação: (bloco “*Modelo*” na figura 6.3) Agora, os estados das variáveis, os parâmetros a serem estimados e a matriz de covariância são integrados entre cada ponto observado (medido). A equação de estado estendido é utilizada para a propagação dos estados das variáveis e dos parâmetros e, a equação de Riccati, para a matriz de covariância.
3. Correção: Esta fase é a que distingue o EKF dos demais métodos (bloco “*Estimador*” na figura 6.3). Aqui, as variáveis de estado propagadas são comparadas com os valores observados e, ajustadas, empregando-se uma matriz de ganho. O mesmo é feito para a matriz de covariância propagada. Os ajustes feitos levam em consideração a variância das estimativas locais e informações sobre a precisão das observações feitas a cada passo, para minimizar o erro médio quadrático dos parâmetros estimados. A matriz de ganho, por sua vez, possui as informações a respeito da precisão das observações, dos distúrbios e da fidelidade do modelo utilizado na fase de propagação.

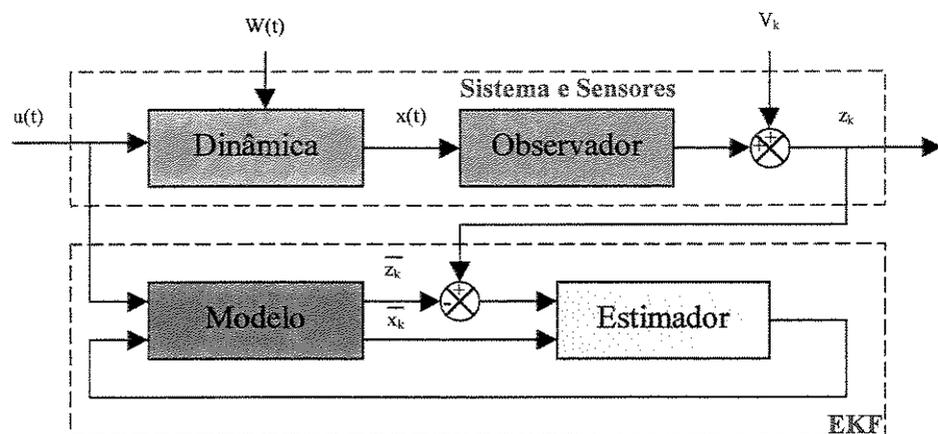


Fig. 6.3 - Diagrama de blocos do processo de estimativa usando o EKF.

Observando-se a figura 6.3, tem-se que a dinâmica do sistema pode ser modelada na forma de variáveis de estado do seguinte modo:

$$\dot{x}(t) = f[x(t), u(t)] + \varpi(t) \quad (6.1)$$

Onde: $x(t)$ é o vetor de estado, $u(t)$, o vetor de controle e $\omega(t)$, o vetor de ruído (modelado como um processo aleatório de distribuição normal e variância Q).

As condições iniciais para o vetor de variáveis de estado e para a matriz de covariância são dadas por:

$$\hat{x}_0 \equiv E[x(0)] \quad (6.2)$$

$$P_0 \equiv E[(x(0) - \hat{x}_0)(x(0) - \hat{x}_0)] \quad (6.3)$$

Sendo que: $\hat{}$ representa um valor estimado; P é a matriz de covariância de Riccati e, E , o operador de esperança.

As observações (z_k) são funções das variáveis de estado ($x(t_k)$ e $u(t_k)$) e de um termo adicional que representa a precisão da observação (V_k), modelada como uma função aleatória de distribuição normal e variância R :

$$z_k \equiv h[x(t_k), u(t_k)] + V_k \quad (6.4)$$

Sendo que: o subscrito k representa que o tempo é discreto e não contínuo e, h , a função de observação.

Na fase de Propagação, tem-se que os dados são propagados através da integração da seguinte equação:

$$\dot{\hat{x}}(t) = f[\hat{x}(t), u(t)] \quad (6.5)$$

Onde: o vetor de controle ($u(t)$) é um parâmetro determinístico. A matriz de covariância é então propagada através da integração da equação de Riccati:

$$\dot{P}(t) = F[\hat{x}(t), u(t)].P(t) + P(t).F[\hat{x}(t), u(t)]^T + Q(t) \quad (6.6)$$

Sendo:

$$F[\hat{x}(t), u(t)] = \left. \frac{df[x(t), u(t)]}{dx(t)} \right|_{x(t)=\hat{x}(t)} \quad (6.7)$$

Na fase de correção, os valores de estado propagados, são então corrigidos, para cada passo, usando os resíduos das estimativas e a matriz de ganho. Logo:

$$\hat{x}_{k(+)} = \hat{x}_{k(-)} + K_k [z_k - h(\hat{x}_k, u_k)] \quad (6.8)$$

Sendo que: (-) representa o valor estimado antes da fase de correção e (+), este valor após a fase de correção, ambas utilizando os dados no instante k. A correção da matriz de covariância é dada por:

$$P_{k(+)} = [I - K_k H_k] \cdot P_{k(-)} \quad (6.9)$$

Onde:

$$H_k [\hat{x}_{k(-)}, u_k] = \left. \frac{dh[x(t_k), u(t_k)]}{dx(t_k)} \right|_{x(t_k)=\hat{x}_{k(-)}} \quad (6.10)$$

E, a matriz de ganho:

$$K_k = P_{k(-)} H_k^T [H_k P_{k(-)} H_k^T R_k]^{-1} \quad (6.11)$$

Pode-se agora, visualizar as três fases do EKF através da figura 6.4:

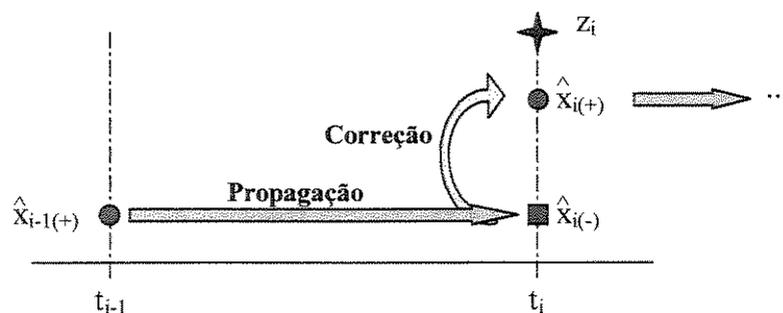


Fig. 6.4 – Diagrama simplificado das fases do EKF.

6.3.2 Mapeamento Estocástico

Técnica introduzida por Smith *et al.* (1990), onde um vetor de estado representa as estimativas de posicionamento do veículo e dos componentes do ambiente (suas características ou *features*). Uma matriz covariância de erro associada, representa as incertezas destas estimativas, incluindo tanto as correlações entre os estados do veículo que produziu o mapa e cada componente do mapa, como também as correlações entre os componentes. Desta forma, tem-se uma modelagem do ambiente, na qual a posição de todos elementos é interdependente.

Como o veículo move-se no ambiente adquirindo dados para modelá-lo, o vetor de estado do sistema e sua matriz de covariância associada são constantemente atualizados através do EKF. Quando novos componentes do ambiente são detectados, novos estados são introduzidos no vetor de estado do sistema e o tamanho da matriz de covariância do sistema cresce quadraticamente. Uma forma de minimizar isto é, ao invés de utilizar os dados individualmente, os *Row Data*, combiná-los na forma de conjuntos que representem alguma característica do ambiente (pe. as linhas que formam os contornos do ambiente) e utilizar estes conjuntos para realizar o mapeamento. A opção pela forma de se utilizar os dados dos sensores deve levar em conta a implementação do mapeamento, ou seja, que tipo de veículo, de sensores e da eletrônica embarcada (capacidades do processador e da memória) que se pretende utilizar e que tipo de ambiente deseja-se mapear. Como foi detectado um “gargalo” na eletrônica embarcada para a implementação do mapeamento (descrita mais a frente no item 6.3.5), optou-se por extrair as linhas do ambiente.

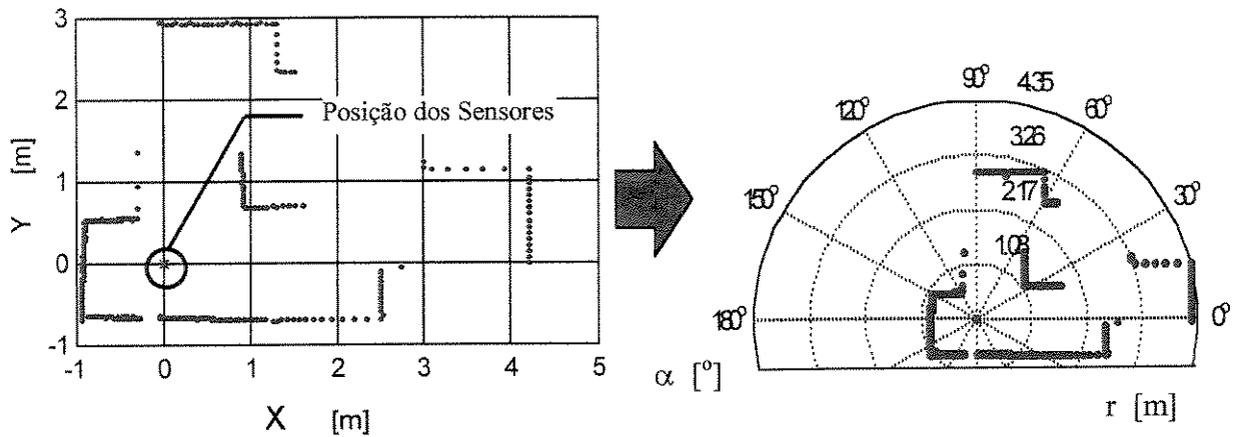
6.3.3 Extração de Linhas

O método de extração de linhas é feito utilizando os dados dos sensores em coordenadas polares. Deste modo, facilita-se a combinação dos dados e extração das linhas que compõem os contornos do ambiente. Entretanto, para a aplicação de tal procedimento, é necessário primeiro estabelecer algumas condições:

1. O mapeamento será feito em 2-D;

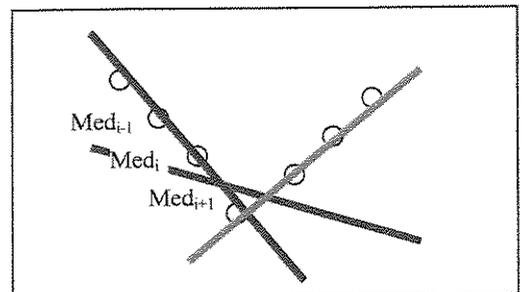
- O ambiente a ser mapeado pode ser suficientemente bem representado em 2-D, ou seja, todos os contornos do ambiente mantêm sua forma ao longo do eixo vertical;
- Os limites de resolução dos sensores utilizados devem ser respeitados;
- O tipo de sensor utilizado define como seus dados serão trabalhados para a extração de linhas. Por exemplo, sensores laser são mais sujeitos a problemas de reflexão devido à natureza do material em que o laser incide do que devido à incidência próxima a cantos vivos; situação inversa ocorre com sensores de ultra-som e sonares;

Para a implementação da extração de linhas, tendo-se os dados dos sensores:



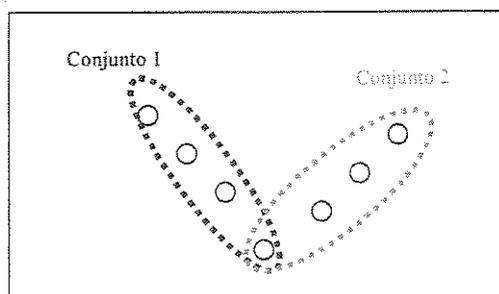
- Utiliza-se o Sistema de Coordenadas Polares ao invés do Sistema de Coordenadas Cartesianas, desta forma, cada medida feita pelo sensor (Med_i) terá coordenadas na forma $(r_i; \alpha_i)$;

- Para cada ponto Med_i , interpolar retas que passem por ele e pelos pontos imediatamente anterior e posterior, ou seja, Med_{i-1} e Med_{i+1} ;

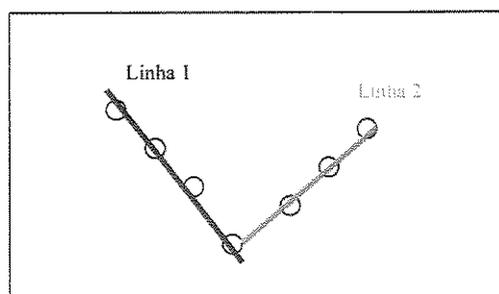


- Verificar os coeficientes das equações das retas obtidas e sua distância à origem do Sistema de Coordenadas Polar;

4. Caso estes valores estejam próximos, dentro de um erro aceitável, unir os pontos em conjuntos;



5. Interpolar uma reta que pelos pontos de cada conjunto.



Desta forma, o mapa estocástico terá como componentes do ambiente, linhas e não pontos, diminuindo assim drasticamente as dimensões das matrizes do EKF (Arras, 1996).

6.3.4 Estratégia de Exploração

Imaginando o veículo em um ambiente completamente desconhecido, pergunta-se: “*Como é que ele iniciará a tarefa de fazer o mapa e para onde ele seguirá vasculhando o ambiente?*” Isto é definido pela estratégia adotada. É possível encontrar na literatura diversas estratégias para a exploração de ambientes. Partindo da premissa que o mais importante não é apenas o tempo gasto para concluir o mapa mas também a sua qualidade, pode-se afirmar que as estratégias mais eficientes são as do tipo *Wall-Following* supervisionado (Lee & Recce, 1997).

Estas estratégias baseiam-se em seguir paredes próximas ao veículo e obter o maior número possível de informações sobre o ambiente enquanto for possível segui-las. É claro que a todo instante deve-se verificar se o deslocamento do veículo para uma dada posição não irá ocasionar uma colisão com um obstáculo ou, até mesmo, com outra parede.

A estratégia de exploração adotada foi baseada no *Wall-Following* supervisionado e no *Boundaries*, ou seja, assumiu-se que o ambiente a ser mapeado pode ser representado por cadeias

fechadas (*closed-loops*) e que o veículo seguirá a parede pertencente ao *loop* aberto mais próximo até fechá-lo. Feito isto, segue para o *loop* aberto mais próximo e assim por diante. Quando não existirem mais *loops* abertos no mapa, a exploração é finalizada. Observa-se que cada elemento deste *loop* é uma linha e que, para o fechamento do *loop* é permitido que linhas próximas sejam unidas, ou fundidas, em uma única linha. A correta determinação deste parâmetro, ou seja, o quão próximas as linhas devem estar para serem fundidas em uma só, pode evitar que durante a exploração o veículo realize manobras repetitivas, tentando detalhar áreas já mapeadas.

Como a posição do veículo pode ser descrita em 2-D, tem-se que em um sistema de Coordenadas Cartesianas, ela é descrita por suas coordenadas (x, y) e, por sua orientação, ϕ , em relação ao eixo z :

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ \phi \end{bmatrix} \quad (6.12)$$

Para a exploração do ambiente, o veículo assume sua posição inicial $[x_0, y_0, \phi_0]^T$ como sendo a posição do sistema de coordenadas global, ou inercial. Feito isto, o veículo pode iniciar sua movimentação para explorar o ambiente. O número de medições necessárias para finalizar a exploração do ambiente depende da sua complexidade e dimensões e, da correta escolha dos parâmetros utilizados para fundir as linhas e fechar os *loops*.

6.3.5 Implementação do Mapeamento

Para implementar o mapeamento, como mencionado anteriormente, optou-se por basear os resultados na hipótese de que o ambiente possa ser suficientemente bem descrito em 2-D, visto que todas as estruturas observadas mantêm suas formas na dimensão vertical. Também foi utilizado um EKF simplificado para economizar tempo de processamento e reduzir a necessidade de memória embarcada no robô. Este EKF simplificado considera apenas os elementos pertencentes à diagonal principal da matriz de covariância completa (equação 6.13), negligenciando-se os demais termos. (Arras, 1996; Wullschleger, 1999, Becker & Wullschleger, 2000-a).

Lembrando-se que para cada elemento extraído do ambiente são calculados o vetor de estado e a matriz de covariância associada, tem-se que o mapa será composto por , n vetores do tipo $\hat{x}_{k(+)}$ e n matrizes do tipo $P_{k(+)}$ que juntas, descrevem a posição de todos os elementos do ambiente. Observando a matriz de covariância completa $P(x)$, tem-se que os elementos de sua diagonal principal, $P(x_i)$ ou as n matrizes do tipo $P_{k(+)}$, representam as matrizes de covariância associadas individuais, ou seja elemento-sistema e, os demais elementos, $P(x_i, x_j)$, representam as matrizes de covariância cruzada (elemento-elemento). Estas matrizes relacionam as dependências entre as estimativas de posição de todos os elementos que compõem o mapa.

$$P(x) = \begin{bmatrix} P(x_1) & P(x_1, x_2) & \dots & P(x_1, x_n) \\ P(x_2, x_1) & P(x_2) & \dots & P(x_2, x_n) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ P(x_n, x_1) & P(x_n, x_2) & \dots & P(x_n) \end{bmatrix} \quad (6.13)$$

Elementos utilizados

Ou seja, durante a execução do mapeamento não foram consideradas as dependências cruzadas entre os elementos que compõem o mapa, apenas as dependências entre os elementos e o veículo (no caso, o robô móvel).

Como o *matching*, a fusão e a atualização dos elementos extraídos do ambiente, com os pertencentes ao Mapa ocorrem no plano $r-\alpha$, o emprego de simplificações no EKF pode causar alguns problemas (figura 6.5).

Dependendo da complexidade do ambiente podem ocorrer aumento das incertezas de posição, deformações, rotações e/ou translações dos elementos do mapa, visto que as interdependências entre os elementos do mapa estão sendo desconsideradas (Castellanos *et al.*, 1997 e Becker & Wullschlegler, 2000-a). O uso do EKF completo soluciona este problema mas, incrementa o tempo de processamento e a necessidade de memória do sistema de processamento embarcado.

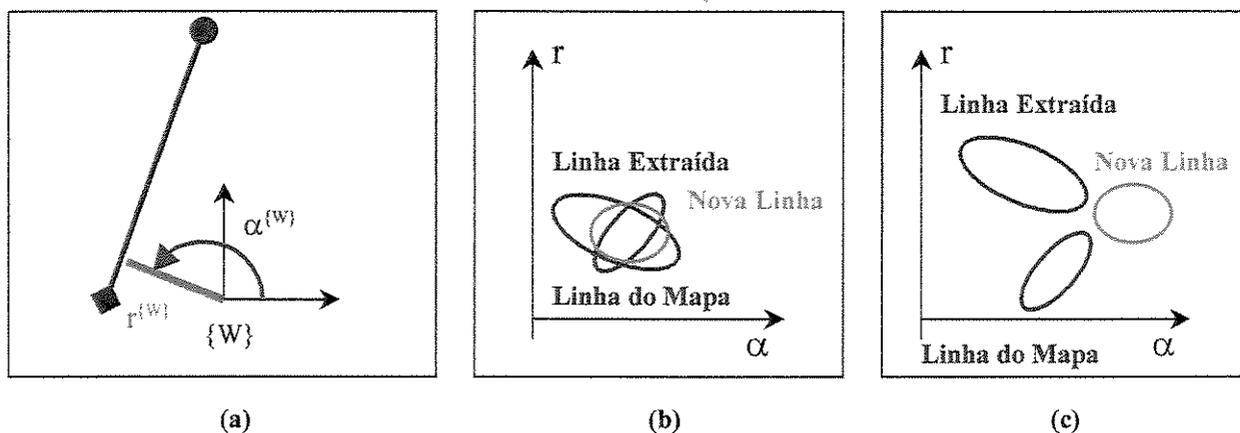


Fig. 6.5 – Exemplos: (a) representação de uma linha extraída no plano r - α ; (b) e (c) *matching* entre linhas extraídas e já existentes no mapa, gerando novas linhas. Observa-se que em (c) a nova linha é posicionada bem distante das demais.

A implementação foi feita utilizando-se uma plataforma real, o SmartROB-2, um robô móvel com acionamento frontal diferencial pertencente ao Instituto de Robótica do Instituto Politécnico Federal Suíço (IfR - ETHZ). As dimensões do robô são: 0,60 m de largura \times 0,35 m de comprimento \times 0,40 m de altura e, seu peso, 20 kg (veja figura 6.5-a e Badreddin, 1992). O robô foi equipado com dois sensores Laser tipo SICK LMS200 que juntos cobrem 360° com uma resolução de 2° e erro radial na medida menor que ± 20 mm para uma distância de 50 m. Uma descrição sobre sensores Laser e processamento de dados provenientes destes sensores pode ser encontrada em Adams (1999). Toda a programação foi feita em XOberon, um sistema operacional orientado a objeto desenvolvido no ETHZ, Zurique para aplicações que requerem resposta em tempo real (Brega, 1998).

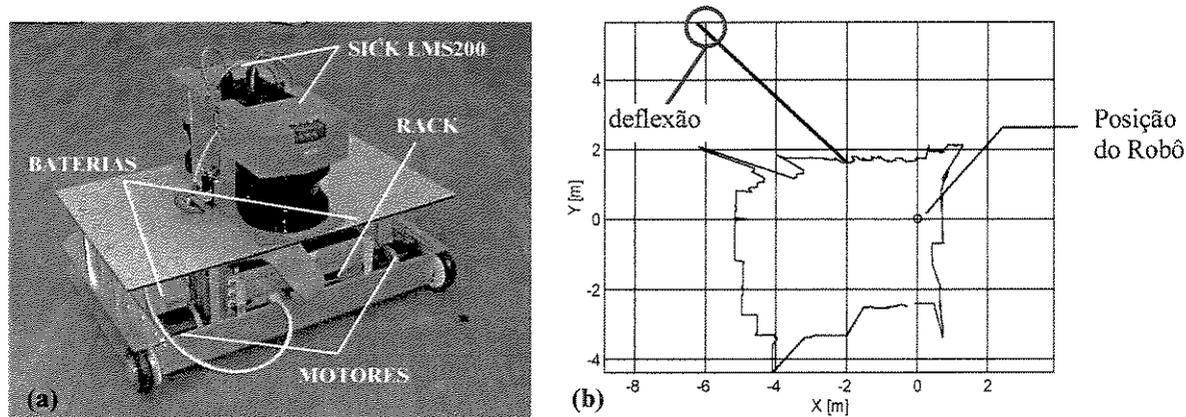


Fig. 6.6 – (a) Foto do Robô Móvel SmartROB-2 equipado com 2 sensores SICK LMS200 e (b) gráfico mostrando um típico resultado do sensoriamento do ambiente durante os testes experimentais.

6.3.6 Resultados dos Testes Experimentais

A seqüência mostrada na figura 6.7 mostra a exploração real pelo SmartROB-2 de um ambiente construído no Laboratório de Robôs Móveis do IfR. As linhas vermelhas que saem dos sensores SICK do robô e vão em direção às paredes, representam as medições que foram classificadas como sendo “*novas*” ou que “*casaram*” com o Mapa e, as paredes, os elementos extraídos do ambiente (lembrando a hipótese de que o ambiente pode ser representado em 2-D).

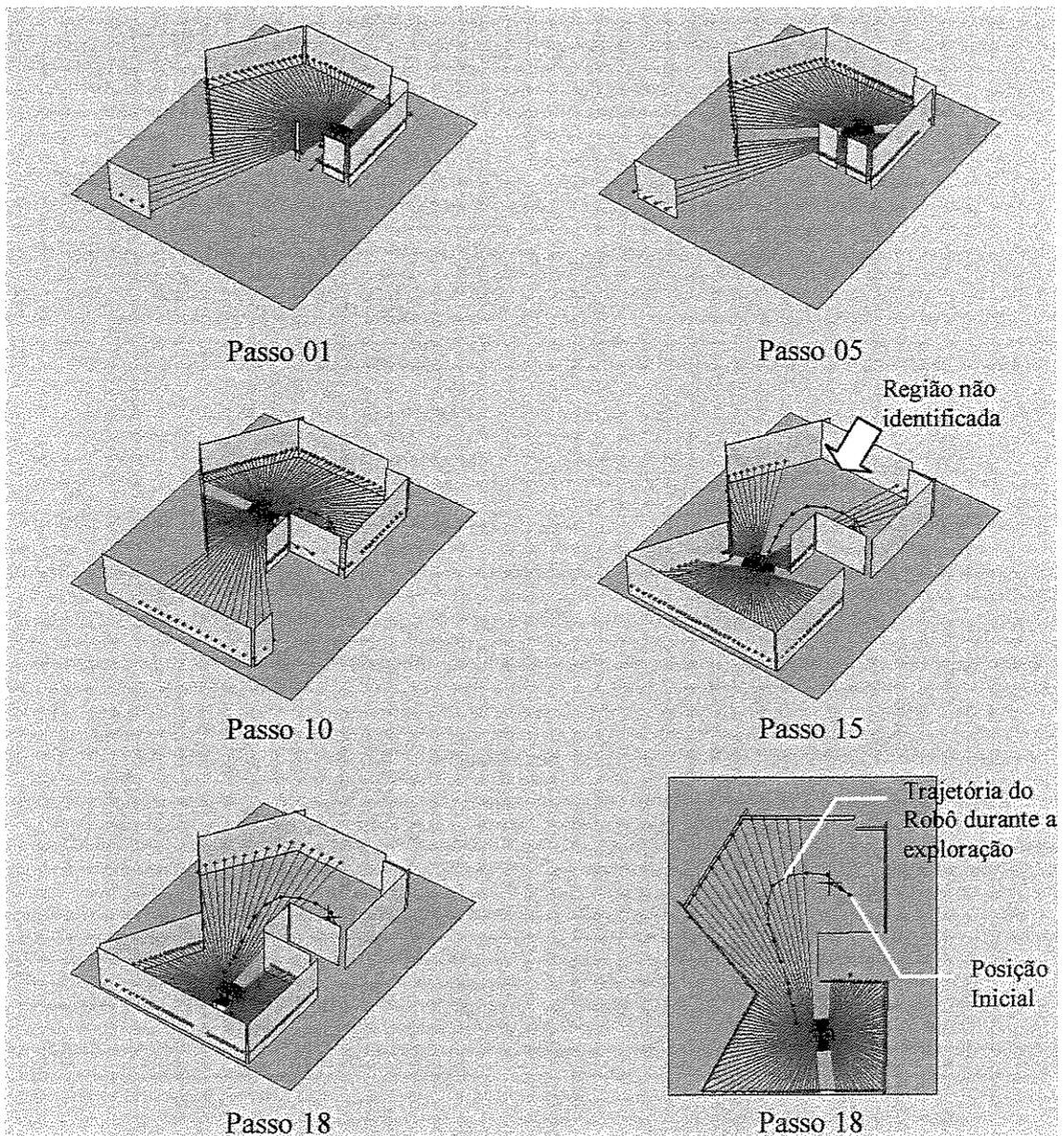


Fig. 6.7 – Seqüência de uma exploração real. Observando que no Passo 15, existe uma região não identificada pelo robô.

A figura 6.8 mostra um exemplo de exploração onde o uso de um EKF simplificado ocasionou o surgimento de paredes fantasmas (transladadas de sua posição original).

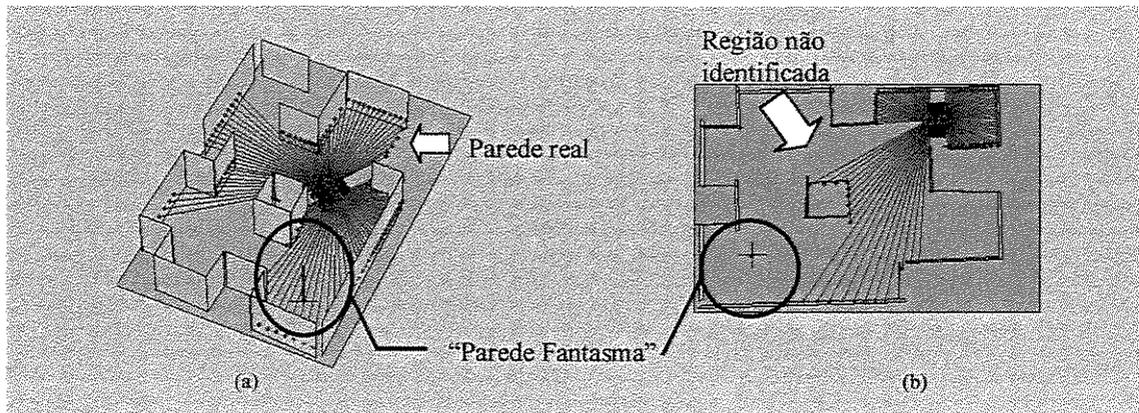


Fig. 6.8 – (a) Detalhe da “parede fantasma” durante a fase de exploração e (b) o Mapa Final com a “parede fantasma”.

6.4 Navegação

O problema de navegação de um veículo é dividido em dois comportamentos bem distintos: planejamento de trajetória e desvio de obstáculos. Definida a posição desejada, deve-se planejar a trajetória para que o veículo possa atingi-la mas, caso algum obstáculo seja detectado, o veículo deve evitar uma colisão. Por sua vez, o planejamento de trajetórias pode ser dividido em dois ramos bem distintos (Beom & Cho, 1995): Planejamento Global, baseado em informações completas já conhecidas sobre o ambiente e Planejamento Local, baseado em informações de sensores sobre as incertezas que o ambiente possui (suas medidas, contornos, obstáculos, etc.). Métodos de Planejamento Global podem resolver problemas de navegação em ambientes estáticos e bem conhecidos mas, não são recomendados para navegação em ambientes complexos e dinâmicos, onde obstáculos não conhecidos podem estar bloqueando ou cruzando uma trajetória planejada.

Para sobrepujar estas dificuldades, métodos que consideram informações do ambiente em tempo real devem ser utilizados. Percebe-se então que métodos de planejamento local são a escolha mais lógica para aplicações em ambientes não estáticos. Estes métodos utilizam informações dos sensores para dar ao “navegador” subsídios para que o veículo possa interagir com o ambiente. O navegador é um controlador de navegação (planejamento de trajetórias) e de desvio de obstáculos

que, dependendo do grau de autonomia do veículo, pode gerar os sinais de saída para o controle do esterçamento e da velocidade do veículo ou, interagir com seu usuário, deixando para ele a tomada de decisão.

O grande problema do planejamento da navegação é a possibilidade de existência de conflitos de comportamento quando o veículo está em um ambiente real, rodeado de obstáculos que se movem em diversas direções. A questão é como combinar a ida à posição desejada e o desvio de obstáculos. Diversas técnicas foram desenvolvidas com este intuito, entre elas pode-se citar: *visibility graph* (Fu & Liu, 1990); *pattern recognition* (Wang & Tsai, 1991); *feedback solutions* (Feng & Krogh, 1991); *deformable virtual zones* (Zapata *et al.*, 1994 e Veelaert & Bogaerts, 1999); *fuzzy sets and neural networks* (Beom & Cho, 1995; Baxter & Bumby, 1995 e Fabro & Gomide, 1996 e outros); *step-by-step planning* (Bobyar & Lumelsky, 1999).

Neste trabalho, optou-se por utilizar o navegador *fuzzy* previamente desenvolvido em Becker (1997) por ser robusto e capaz de lidar com as incertezas de posicionamento tanto do veículo como de seus obstáculos. Alguns ajustes foram introduzidos nas regras *fuzzy* de navegação para melhorar sua performance em ambientes dinâmicos. Foi dada uma ênfase maior ao problema de desvio de obstáculos e sua interação com o controlador de navegação, verificando o problema de conflitos (Becker, 1999 e Becker & Wullschleger, 2000-b).

Deste modo, o desenvolvimento do controle do veículo foi convenientemente dividido em três partes: o controlador *fuzzy* de navegação, o controlador de desvio de obstáculos e o controlador de velocidade.

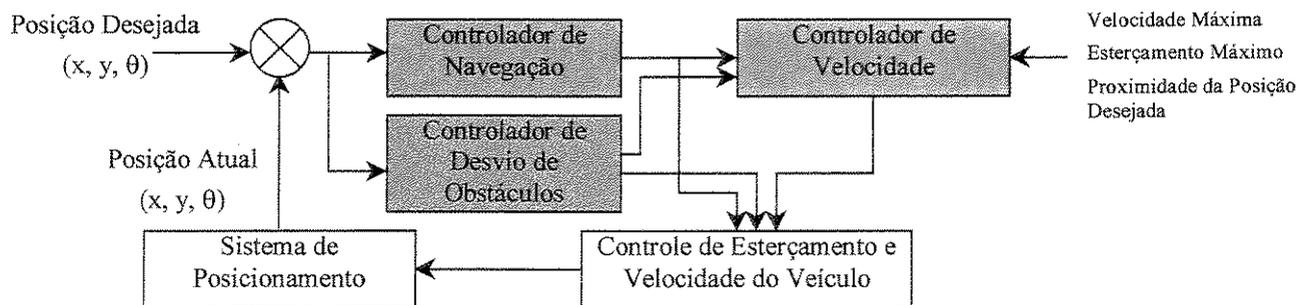


Fig. 6.9 – Diagrama de blocos mostrando o controle inicialmente desenvolvido.

6.4.1 Controlador *Fuzzy* de Navegação

A aplicação de *Fuzzy Logic* em controle é bem documentada na literatura (Beom & Cho, 1995; Surmann *et al.*, 1995; Baxter & Bumby, 1995; Gomide & Gudwin, 1994; Becker, 1997 e outros). Inicialmente as variáveis de entrada do controlador são *fuzzyficadas*, ou seja, é feito um escalonamento para normalizar seus valores, transformando números em variáveis lingüísticas. É feito então, o procedimento de inferência, ou seja, o processamento dos dados de entrada *fuzzyficados*, junto com a base de regras *fuzzy*, de modo a inferir as ações de controle *fuzzy* a serem tomadas. O último estágio é a *defuzzyficação*, onde as ações de controle *fuzzy* (lingüísticas) são inferidas, ou transformadas, em ações de controle não-*fuzzy* (em números). Apesar de não haver nenhum procedimento sistemático para a escolha da estratégia de *defuzzyficação*, a mais comum é o método do centro de área (CDA), que retorna o valor do centro da área inferida.

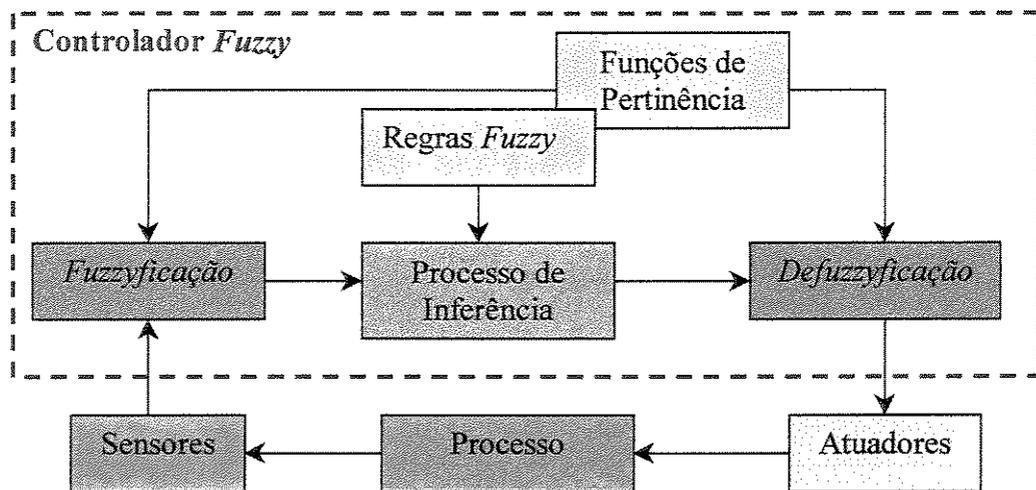


Fig. 6.10 – Estrutura básica de um controlador *fuzzy*.

O controlador desenvolvido possui uma estrutura baseada na figura 6.11. O controlador de navegação é responsável, no caso de um veículo autônomo, por mover o veículo de sua posição inicial até a posição desejada, definida em termos de (x, y, θ) . Deve-se observar que θ é medido com relação ao eixo Y. As variáveis de estado utilizadas no controlador de navegação referenciam a posição atual do veículo (x_r, y_r, θ_r) e a final (x_f, y_f, θ_f) , através da distância à posição desejada (d_f) e

dos ângulos de erro (θ_{fe} , θ_{oe} , θ_{he}). A escolha de θ_{fe} é óbvia pois, próximo à posição desejada $\theta_{fe} \rightarrow 0$. Os dois outros valores de erro (θ_{oe} e θ_{he}) foram escolhidos por envolverem o ângulo de orientação do veículo (θ_r). Como θ_{he} pode sofrer grandes variações com pequenas mudanças na posição do veículo, é utilizado apenas na aproximação à posição desejada, ficando a aproximação final sob responsabilidade de θ_{oe} , impedindo assim que ocorram problemas de estabilidade no controle.

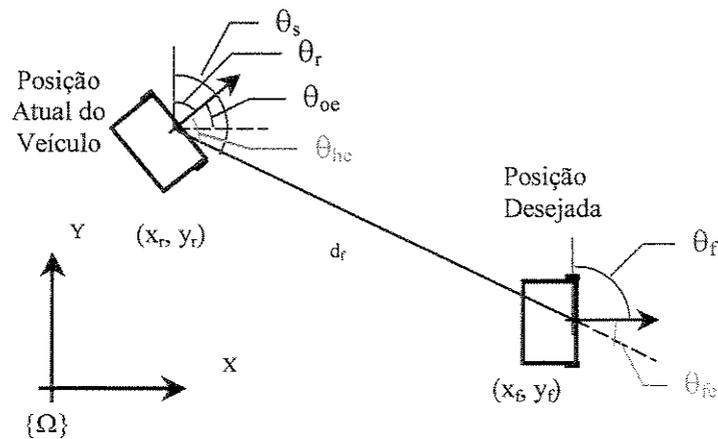


Fig. 6.11 – Variáveis utilizadas pelo controlador *fuzzy* para a navegação e sistema de coordenadas inercial $\{\Omega\}$.

As seguintes equações são utilizadas para se obter as variáveis de estado utilizadas pelo controlador de navegação:

$$\theta_s = \tan^{-1} \left(\frac{y_f - y_r}{x_f - x_r} \right) \quad (6.14)$$

$$\theta_{fe} = \theta_s - \theta_r \quad (6.15)$$

$$\theta_{he} = \theta_r - \theta_s \quad (6.16)$$

$$\theta_{oe} = \theta_r - \theta_f \quad (6.17)$$

A estratégia de controle adotada para que o veículo chegue na posição desejada com o ângulo de orientação desejado, baseia-se na distância entre sua posição atual e a desejada, ou seja, d_f (Baxter & Bumby, 1995 e Becker, 1997).

Também foram adotados quatro princípios básicos na formulação das regras *fuzzy* de navegação:

1. Se o veículo está *distante* da posição desejada, deve-se esterçá-lo de modo que ele se mova para a direção da posição desejada, fazendo $\theta_{he} \rightarrow 0$;
2. Se o veículo está *a uma distância média* da posição desejada, deve-se esterçá-lo de modo que chegue próximo a esta posição com um ângulo de orientação próximo ao desejado, fazendo $\theta_{fe} \rightarrow 0$;
3. Se o veículo está *a uma distância pequena* da posição desejada, deve-se esterçá-lo de modo que atinja esta posição com um ângulo de orientação próximo ao desejado, fazendo θ_{he} e $\theta_{fe} \rightarrow 0$;
4. Se o veículo está *quase* na posição desejada, deve-se esterçá-lo de modo que atinja a orientação deseja, fazendo $\theta_{oe} \rightarrow 0$ ou $\theta_{he} + \theta_{fe} \rightarrow 0$.

Através destes princípios de navegação, as entradas são então *fuzzyficadas*, utilizando-se as variáveis lingüísticas apresentadas nas Tabelas 6.2 e 6.3 e na figura 6.12.

Tab. 6.2 - Variáveis lingüísticas para a distância (d_f).

Conjunto	ZE	S	M	L
Nome	Zero	Pequena	Média	Grande

Tab. 6.3 - Variáveis lingüísticas para os ângulos de controle e saída (θ_{oe} , θ_{he} , θ_{fe} e $\theta_{correção}$).

Conjunto	Nome	Conjunto	Nome
NA	Negativo muito grande	PA	Positivo muito grande
NB	Negativo grande	PB	Positivo grande
NP	Negativo perpendicular	PP	Positivo perpendicular
NL	Negativo largo	PL	Positivo largo
NM	Negativo médio	PM	Positivo médio
NS	Negativo pequeno	PS	Positivo pequeno
NZ	Negativo zero	PZ	Positivo zero

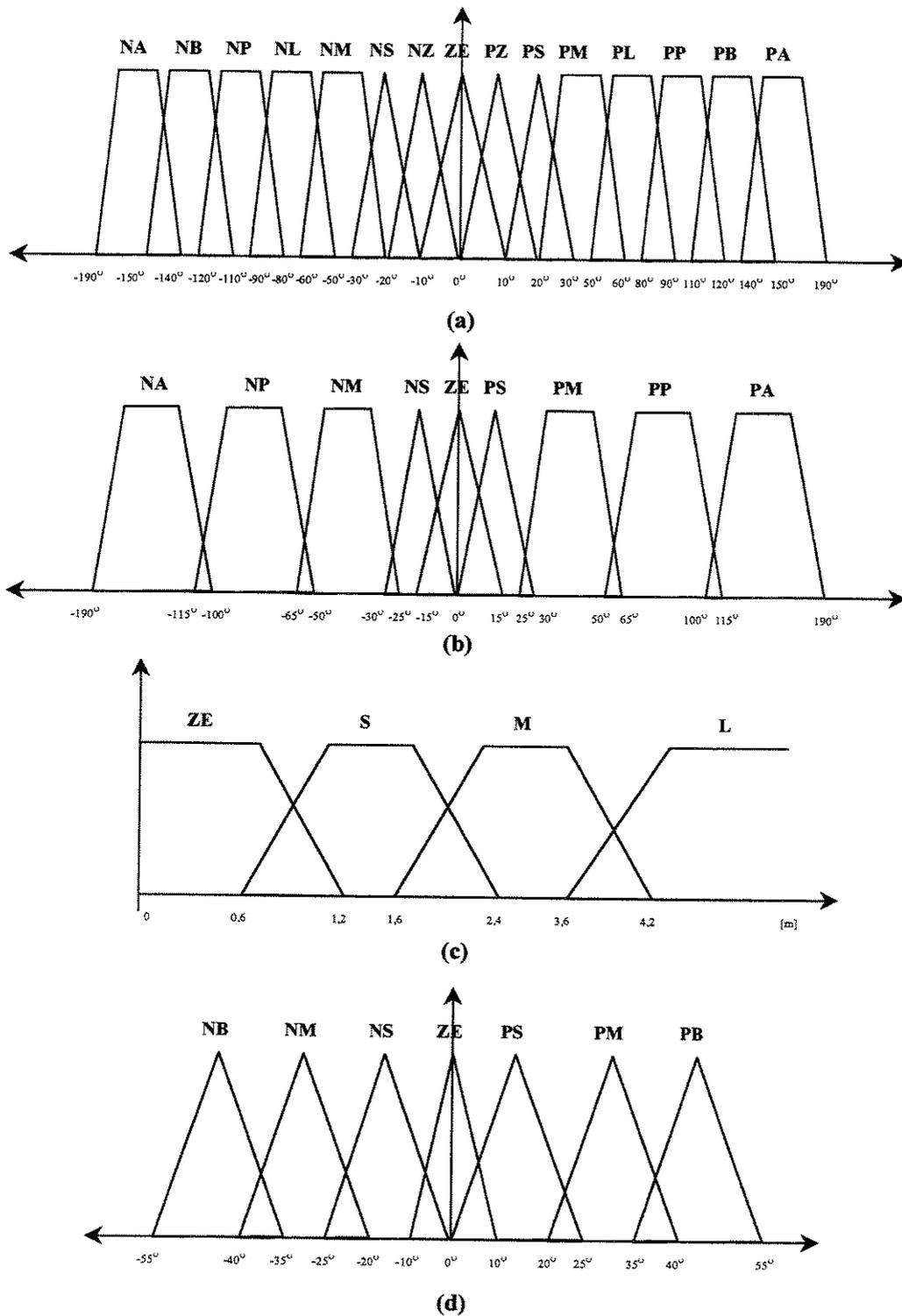


Fig. 6.12 - Funções de pertinência para (a) θ_{fe} ; (b) θ_{he} e θ_{oe} ; (c) d_f e, (d) $\theta_{correcao}$.

Representando-se as regras *fuzzy* na forma de matrizes, tem-se bancos de regras, mostrados nas Tabelas 6.4 a 6.7:

Tab. 6.4 - Banco de regras fuzzy para $d_f(ZE)$.

		θ_{fe}														
		PA	PB	PP	PL	PM	PS	PZ	ZE	NZ	NS	NM	NL	NP	NB	NA
θ_{use}	PA	NB	ZE	NB												
	PP	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	NM	NB	NB	NB	NB	ZE	ZE	ZE	ZE
	PM	PS	ZE	ZE	PS	PS	PS	ZE	NS	NM	NM	NB	NM	ZE	ZE	PS
	PS	PM	ZE	ZE	PM	PS	PS	ZE	NS	ZE	NS	NM	NB	NM	ZE	PM
	ZE	PB	ZE	PB	PM	PS	PS	ZE	ZE	ZE	NS	NS	NM	NB	ZE	PB
	NS	PB	ZE	PB	PB	PM	PS	ZE	PS	ZE	NS	NS	NM	ZE	ZE	PB
	NM	PB	ZE	ZE	PB	PB	PM	PM	PM	ZE	NS	NS	NS	ZE	ZE	PB
	NP	PB	ZE	PB	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	PB						
	NA	PB	ZE	PB												

Tab. 6.5 - Banco de regras fuzzy para $d_f(S)$.

		θ_{fe}														
		PA	PB	PP	PL	PM	PS	PZ	ZE	NZ	NS	NM	NL	NP	NB	NA
θ_{use}	PA	ZE	ZE	NS	NS	NS	NM	NM	NM	NB						
	PP	PS	ZE	NS	NS	NS	NS	NM	NM	NB						
	PM	PM	PS	ZE	ZE	NS	NS	NS	NM	NM	NS	NS	NM	NB	NB	NB
	PS	PB	PM	PM	PS	ZE	ZE	ZE	NS	NS	NS	NS	NM	NB	NB	NB
	ZE	PB	PB	PB	PM	PM	PS	ZE	ZE	ZE	NS	NM	NM	NB	NB	NB
	NS	PB	PB	PB	PM	PS	PS	PS	PS	ZE	ZE	ZE	NS	NM	NB	NB
	NM	PB	PB	PB	PM	PS	PS	PM	PM	PS	PS	PS	ZE	ZE	NS	NM
	NP	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PM	PS	PS	PS	PS	ZE	NS
	NA	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PM	PM	PS	PS	PS	ZE	ZE

Tab. 6.5 - Banco de regras fuzzy para $d_f(M)$.

		θ_{fe}														
		PA	PB	PP	PL	PM	PS	PZ	ZE	NZ	NS	NM	NL	NP	NB	NA
θ_{use}	PA	ZE	ZE	ZE	NS	NS	NS	NS	NB							
	PP	PS	PS	ZE	ZE	ZE	NS	NS	NM	NM	NM	NM	NM	NB	NB	NB
	PM	PM	PM	ZE	ZE	ZE	ZE	PS	NS	NS	NM	NM	NM	NB	NB	NB
	PS	PB	PB	PM	PB	ZE	ZE	ZE	NS	NS	NS	NM	NM	NB	NB	NB
	ZE	PB	PM	PM	PS	PS	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	NS	NM	NM	NB
	NS	PB	PB	PB	PM	PS	PS	PS	ZE	ZE	ZE	ZE	NS	NM	NB	NB
	NM	PB	PB	PB	PM	PM	PS	PS	PS	PS	ZE	ZE	ZE	ZE	NM	NM
	NP	PB	PB	PB	PM	PB	PM	PM	PS	PS	PS	ZE	ZE	ZE	NM	NS
	NA	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PS	PS	PS	PS	PS	ZE	ZE	ZE

Tab. 6.7 - Banco de regras fuzzy para $d_f(L)$.

		θ_{fe}														
		PA	PB	PP	PL	PM	PS	PZ	ZE	NZ	NS	NM	NL	NP	NB	NA
θ_{use}	PA	NM	NM	NM	NM	NM	NM	NM	NB							
	PP	NM	NM	NM	NM	NM	NM	NM	NM	NB						
	PM	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NM	NM	NM	NM	NM	NM
	PS	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	NS	NM	NM	NM	NM	NM
	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE
	NS	PM	PM	PS	PS	PS	PS	ZE								
	NM	PM	PM	PM	PM	PM	PM	PM	PS							
	NP	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PM							
	NA	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PB	PM						

6.4.2 Controlador de Desvio de Obstáculos

O controlador de desvio de obstáculos deve estar sempre ativo e, interferindo na trajetória do veículo apenas quando for necessário para evitar colisões. Deste modo, ele deve ser cuidadosamente desenvolvido para que os conflitos entre ele e o controlador de navegação sejam evitados. Ambos devem formar uma estrutura integrada e não conflitante. Para a escolha do tipo de controlador de desvio de obstáculos a ser utilizado, inicialmente comparou-se as técnicas de regras inibitivas (Becker, 1997) e seletor proporcional de comportamento (Fabro & Gomide, 1996). Desta comparação, concluiu-se que o uso de seletores proporcionais de comportamento não é recomendado por ser extremamente difícil obter valores adequados para os pesos que definem o comportamento do veículo e por não apresentarem uma boa performance mesmo em ambientes com múltiplos obstáculos estáticos, causando movimentos indesejáveis de ziguezague (Becker, 1999).

Partiu-se então para o emprego das regras inibitivas em ambientes dinâmicos, ou seja, ambientes com múltiplos obstáculos móveis. O uso de regras inibitivas, em situações nas quais o veículo estava cercado por vários obstáculos móveis, não foi suficiente para evitar colisões, pois o controlador estava inibindo todas as regras do navegador *fuzzy*. Deste modo, optou-se pelo desenvolvimento de um novo tipo de controlador de desvio de obstáculos que fosse mais robusto e que pudesse estimar o movimento dos obstáculos. O controlador desenvolvido foi baseado nos estudos de Fiorini & Shiller (1998) e Prassler *et al.* (1999-a e b) e, baseado em estimativas das posições e velocidades dos obstáculos, estima o movimento dos obstáculos para gerar as manobras evasivas. A seguir são descritas as três técnicas citadas para então mostrar os resultados produzidos por cada uma.

Regras Inibitivas (RI): Esta técnica adiciona ao navegador um conjunto de regras inibitivas do tipo: ‘SE o obstáculo está À ESQUERDA então NÃO esterce ZE, NS, NM, etc...’, obtendo-se o comportamento de desvio de obstáculos. As regras *fuzzy* têm seu grau de ativação reduzido em função da proximidade do obstáculo (obstáculos muito próximos equivalem a uma grande inibição e, obstáculo distantes, a uma pequena inibição), evitando que o veículo tome a direção que causaria uma colisão. Após verificar quais os níveis de inibição das regras, obtém-se um “vetor máscara” que quando multiplicado pelo “vetor *fuzzy*” (vetor de saída do controlador de navegação) resulta no

vetor de saída do navegador. Observando que este vetor máscara mostra o quão aceitável cada possível ângulo de esterçamento é em função da posição dos obstáculos (suas direções e proximidades). Deste modo, em função da proximidade e posição do obstáculo com relação ao veículo, gerou-se as regras inibitivas expressas nas Tabs. 6.8 e 6.9.

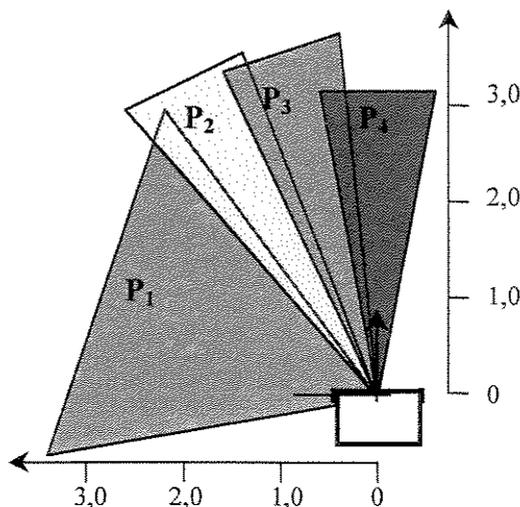


Fig. 6.13 – Conjuntos de ângulos utilizados para gerar as regras inibitivas.

Tab. 6.8 – Conjunto de regras inibitivas.

Regras	Posição do Obstáculo	Saídas Inibidas
P ₁	$-100^{\circ} \leq \theta_{\text{obstáculo}} \leq -35^{\circ}$	PB, PM, PS
P ₂	$-40^{\circ} \leq \theta_{\text{obstáculo}} \leq -20^{\circ}$	PB, PM, PS
P ₃	$-25^{\circ} \leq \theta_{\text{obstáculo}} \leq -5^{\circ}$	PB, PM, PS, ZE, NS
P ₄	$-10^{\circ} \leq \theta_{\text{obstáculo}} \leq 10^{\circ}$	PM, PS, ZE, NS, NM
P ₅	$5^{\circ} \leq \theta_{\text{obstáculo}} \leq 25^{\circ}$	PS, ZE, NS, NM, NB
P ₆	$20^{\circ} \leq \theta_{\text{obstáculo}} \leq 40^{\circ}$	NS, NM, NB
P ₇	$35^{\circ} \leq \theta_{\text{obstáculo}} \leq 100^{\circ}$	NS, NM, NB

Tab. 6.9 – Grau de inibição em função da distância ao obstáculo.

Distância [m]	$d \geq 4$	$4 < d \leq 3$	$3 < d \leq 2$	$d < 2$
Grau de Inibição	1,0	0,8	0,5	0

Assim, os conjuntos de entrada para o controle de desvio de obstáculos são acoplados a áreas específicas ao redor do veículo. A área convertida a um conjunto é a área que o veículo poderá ocupar se um conjunto de saída for ativado (figura 6.13). Cada regra acopla um ou mais destes

conjuntos de entradas a um grau de inibição nas correspondentes saídas desde 0 (total inibição) até 1 (nenhuma inibição). Conjuntos que convertem áreas próximas ao veículo têm um poder inibitivo maior e previnem qualquer ativação na sua saída acoplada, enquanto que, quanto maior a distância, menor a inibição. A ativação de um conjunto de entrada é definida como o valor máximo encontrado para a área definida no conjunto. Este valor de ativação combinado com o valor de inibição da regra é usado para calcular a entrada do vetor máscara da saída, no qual a regra age. O vetor máscara final é obtido através da combinação com as regras do controlador de navegação e fornece o ângulo efetivo de esterçamento (ou de correção de orientação).

Entretanto, há alguns problemas em se utilizar regras inibitivas e *defuzzyficação* por centro de área (CDA): a saída resultante pode estar em uma região inibida. Imagine o caso em que vários obstáculos estão posicionados à frente do veículo. Caso apenas regras inibitivas sejam utilizadas, quando for feita a *defuzzyficação*, muito provavelmente o comando será para que o veículo continue seguindo em frente (Observando a figura 6.14-b). Para evitar tais problemas, e garantir que o sinal de saída do controlador não fará com que o veículo siga em uma direção inibida, duas técnicas são introduzidas: o *rule spreading* e o *sliding window defuzzification*. A primeira técnica adiciona valores de ativação para todas as regras, em função de sua distância à regra mais ativada (r), através de uma função Gaussiana. A ativação da r -éssima regra é multiplicada por $e^{-k(i-r)^2}$ (sendo $k = \log_e 2$) e adicionada à ativação da i -éssima regra. Isto é feito antes da aplicação da inibição para garantir que após a inibição alguma regra terá um certo grau de ativação. A segunda técnica verifica qual a regra que possui o maior grau de ativação após a inibição e utiliza uma “*janela*” para fazer a *defuzzyficação* por centro de gravidade (Becker, 1997 e Becker, 1999).

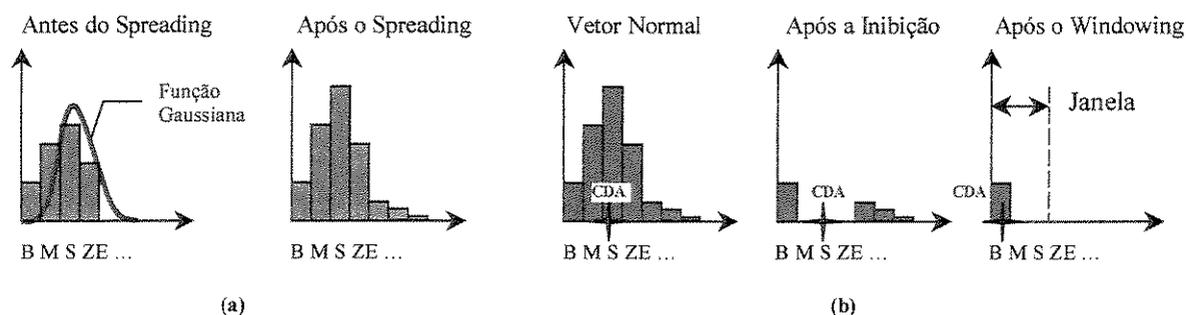


Fig. 6.14 - Exemplos de (a) *Rule Spreading* e, (b) *Slide Windowing*. Observando o efeito do *Slide Windowing* sobre a *defuzzyficação* por CDA em (b)

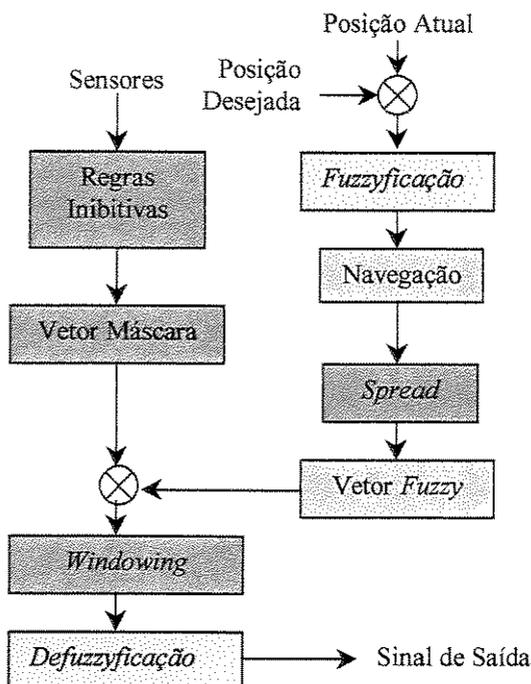


Fig. 6.15 – Diagrama de blocos representando a integração entre os controladores de navegação e de desvio de obstáculos (RI).

Seletor Proporcional de Comportamento (SPC): Neste caso, foi desenvolvido um novo controlador *fuzzy* específico para o desvio de obstáculos. O SPC combina o comportamento de ambos controladores baseado na proximidade do veículo à posição desejada e das posições dos obstáculos ao redor do veículo. Ou seja, caso o veículo esteja longe de sua posição desejada e haja um obstáculo próximo ao veículo, a saída do controlador de navegação é inibida e, a do controlador de desvio de obstáculos é estimulada. Caso o veículo esteja mais próximo de sua posição desejada do que de qualquer obstáculo, o SPC deve estimular a ida do veículo a sua posição desejada independentemente dos obstáculos. Caso o veículo esteja em uma situação intermediária, o SPC deve combinar ambos comportamentos de modo a desviar dos obstáculos e seguir na direção desejada.

As novas variáveis lingüísticas utilizadas no desenvolvimento do controlador *fuzzy* de desvio de obstáculos são mostradas na Tabela 6.10 e, as funções de pertinência, na figura 6.16. O banco de regras *fuzzy*, na Tabela 6.11.

Tab. 6.10 - Variáveis linguísticas para a distância ao obstáculo (d).

Conjunto	C	S	M	L
Nome	Colisão	Pequena	Média	Grande

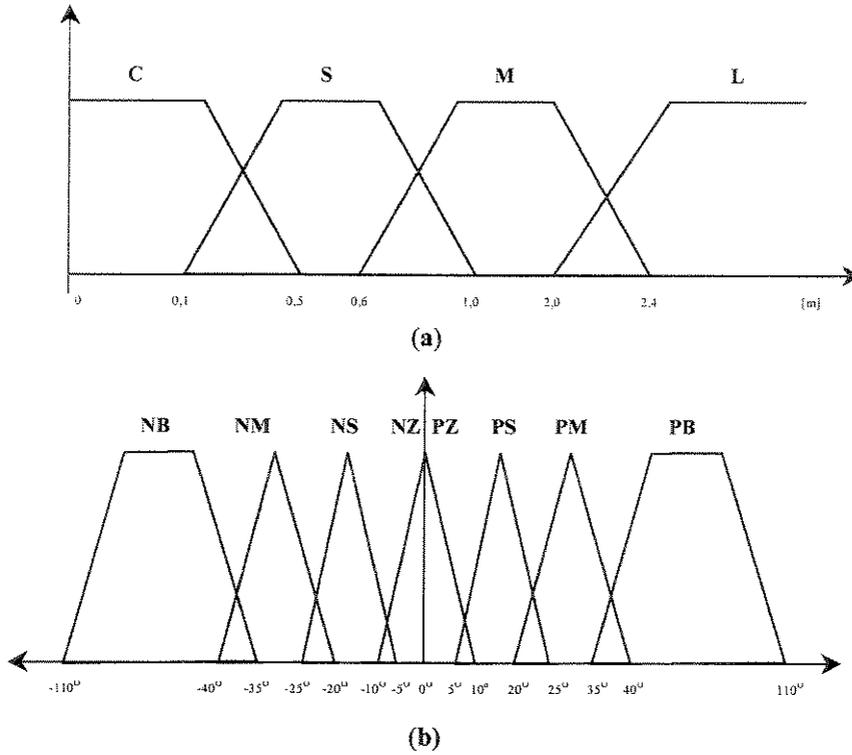


Fig. 6.16 - Funções de pertinência para (a) d , distância do obstáculo ao veículo e, (b) $\theta_{\text{obstáculo}}$.

Tab. 6.11 – Banco de regras *fuzzy*.

		$\theta_{\text{obstáculo}}$							
		NB	NM	NS	NZ	PZ	PS	PM	PB
Distância ao Obstáculo	C	PS	PM	PB	PB	NB	NB	NM	NS
	S	PS	PS	PM	PB	NB	NM	NS	NS
	M	PS	PS	PS	PS	NS	NS	NS	NS
	L	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE	ZE

Sendo u_n e u_c respectivamente, os sinais de saída dos controladores de navegação e desvio de obstáculos, o sinal de controle u a ser adotado é determinado por:

$$u = u_c \frac{\alpha_c}{(\alpha_c + \alpha_n)} + u_n \frac{\alpha_n}{(\alpha_c + \alpha_n)} \quad (6.18)$$

Onde:

$$\alpha_c = d_{obst} \cdot e^{0.1(d_{obst}-15)} \quad \text{para o sinal do controlador de desvio de obstáculos} \quad (6.19)$$

$$\alpha_n = d_f \cdot e^{0.1(d_f-15)} \quad \text{para o sinal do controlador de navegação} \quad (6.20)$$

Agora, a nova estrutura do controlador do veículo assume a seguinte configuração:

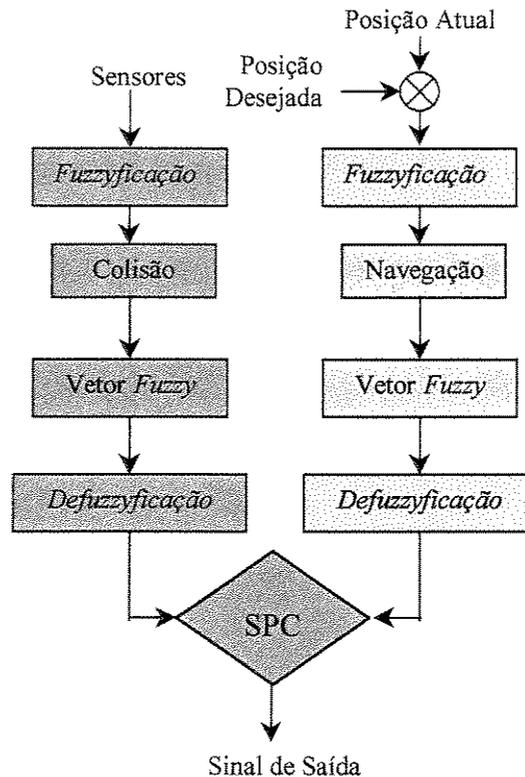


Fig. 6.17 – Diagrama de blocos representando a integração entre os controladores de navegação e de desvio de obstáculos (SPC).

Velocidade do Obstáculo (VO): Ou *Velocity Obstacle*, é uma técnica desenvolvida para a robótica móvel no final da década de 1990 (Fiorini & Shiller, 1998 e Prassler *et al.*, 1999). Consiste essencialmente de três algoritmos: um para detecção de movimento, outro para acompanhar, ou monitorar, este movimento (*motion tracking*) e, o último para gerar manobras evasivas que evitam colisões, baseadas na velocidade dos obstáculos monitorados. Neste item é detalhado apenas a geração de manobras evasivas. Os outros dois algoritmos são detalhados a frente, no item 6.4.4.

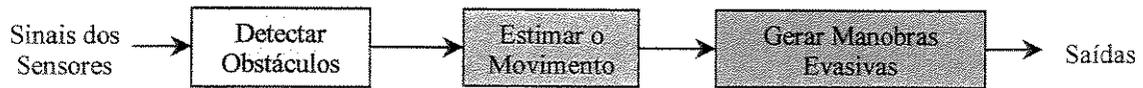


Fig. 6.18 – Diagrama de blocos do algoritmo de desvio de obstáculos (usando *Velocity Obstacle*).

A idéia básica desta técnica é obter um “*Cone de Colisão*” específico para cada par veículo – obstáculo. Feito isto, calcula-se a condição equivalente para a velocidade absoluta do veículo. Observando a figura 6.19: por simplicidade, tanto o veículo, como o obstáculo são representados por círculos, respectivamente de raios r_v e r_o . O primeiro passo é considerar o veículo como sendo uma partícula e adicionar ao raio do obstáculo o valor do raio do veículo. Desta forma: $R = r_v + r_o$.

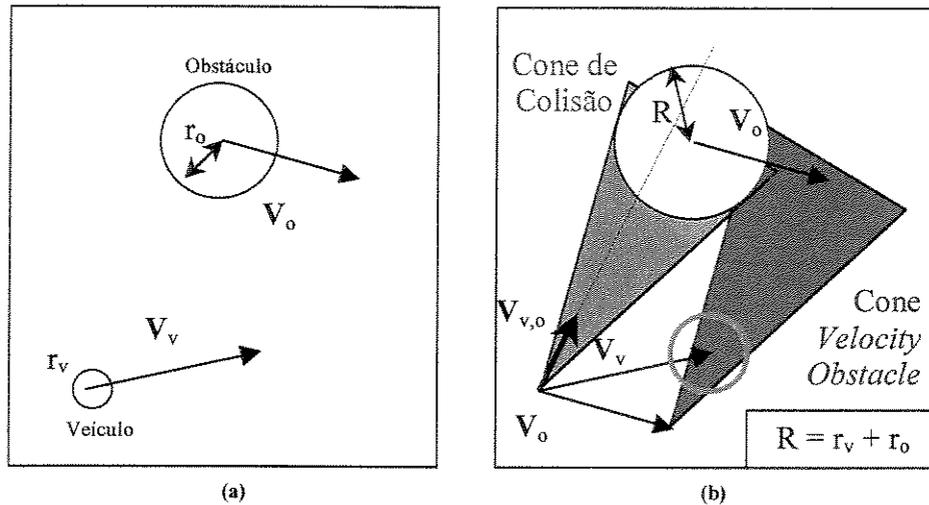


Fig. 6.19 – Aplicação da técnica *Velocity Obstacle*.

A partir do veículo (agora representado como uma partícula), traçam-se as linhas tangentes ao círculo de raio R , gerando-se assim o Cone de Colisão. Faz-se a soma vetorial das velocidades do veículo e do obstáculo, obtendo-se então o vetor velocidade relativa do veículo em relação ao obstáculo ($V_{v,o}$). Caso este vetor esteja posicionado dentro do Cone de Colisão, tem-se uma condição de choque iminente (situação representada na figura 6.19-b). Caso ele esteja posicionado na borda do Cone de Colisão, tem-se que não haverá uma colisão mas, o veículo irá “*margear*” o obstáculo e, caso o vetor esteja posicionado fora do Cone de Colisão, não haverá colisão alguma com este obstáculo.

No caso de uma colisão iminente, ela pode ser evitada através da alteração do vetor velocidade do veículo. Pode-se alterar seu módulo, seu sentido e/ou sua direção. Como se deseja utilizar velocidades de cruzeiro, ou seja, uma velocidade constante durante a maior parte do trajeto (lembrando que se pretende aplicar o controlador para o auxílio de usuários de cadeiras de rodas motorizadas e, constantes variações no vetor velocidade não são desejadas) é focalizado o direcionamento do vetor velocidade. As alterações na direção do vetor velocidade são permitidas dentro de uma faixa de $\pm 30^\circ$ da direção atual do vetor. Alterações no módulo da velocidade são permitidas apenas quando não for possível evitar a colisão, com as restrições adotadas. Esta parte do algoritmo é chamada “*Seletor de Velocidade*” e encarrega-se de verificar se o esterçamento desejado do veículo pertence à faixa permitida ou se o veículo deve acelerar ou freiar para evitar a colisão .

Como em aplicações reais o veículo está sujeito à presença de múltiplos obstáculos, ao invés de se estudar o posicionamento dos vetores velocidade relativa ($V_{v,oi}$), é mais simples, transladar os vetores velocidade dos obstáculos (V_{oi}) para o CG do veículo (representado como uma partícula) e os Cones de Colisão de todos os obstáculos detectados para a ponta de seus respectivos vetores velocidade (Observando as figuras 6.19-b e 6.20). Desta forma, tem-se que se a ponta do vetor velocidade do veículo estiver posicionado dentro de um destes cones de velocidade dos obstáculos, haverá uma colisão.

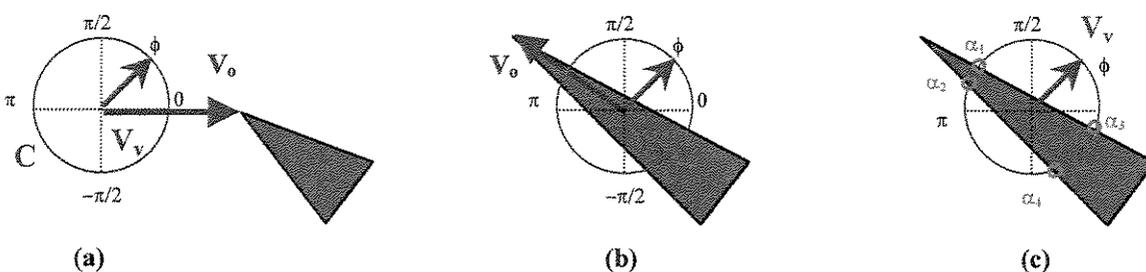


Fig. 6.20 – Aplicação da técnica *Velocity Obstacle* para uma velocidade de cruzeiro.

Observando a figura 6.20, tem-se que para uma velocidade de cruzeiro, os possíveis ângulos de orientação do vetor V_v formam uma circunferência, C , de raio igual ao módulo deste vetor. Sendo ϕ o seu ângulo de orientação, em (a), a velocidade do veículo pode assumir qualquer valor de ϕ , pois não há interseção entre o Cone *Velocity Obstacle* e a circunferência C . Já em (b), ocorre

interseção entre ambos, logo o vetor V_v não poderá assumir valores de ϕ compreendidos nos intervalos $[\alpha_1; \alpha_2]$ e $[\alpha_4; \alpha_3]$. Caso ϕ pertença a estes intervalos, ocorrerá uma colisão. Estes intervalos são chamados de “*intervalos de ângulos proibidos*” e seus valores são obtidos através da interseção entre as equações das retas tangentes aos obstáculos transladadas às pontas de seus vetores velocidade e da circunferência de raio V_v . Para múltiplos obstáculos, deve-se fazer uma interseção entre os diversos intervalos de ângulos proibidos de modo a não ocorrerem repetições, poupando o tempo gasto para verificá-los.

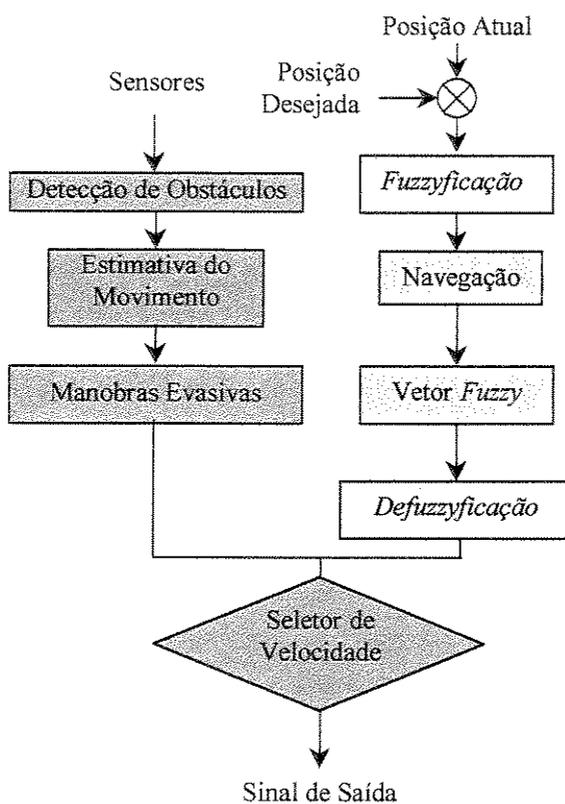


Fig. 6.21 – Diagrama de blocos representando a integração entre os controladores de navegação e de desvio de obstáculos (VO).

6.4.3 Controlador de Velocidade

Dependendo da configuração adotada para o veículo (tipo de acionamento e esterçamento) podem ocorrer problemas de estabilidade em manobras. Um controlador de velocidade é um modo simples de minimizar estes problemas em veículos cujo acionamento é feito através de motores com

velocidade variável. O controlador de velocidade que foi desenvolvido é um controlador *fuzzy* simples que usa apenas quatro regras e seis variáveis de entrada. Através do processo de inferência máx-min (Becker, 1997), ele fornece a velocidade do centro de gravidade do veículo em função do ângulo de correção e de sua distância à posição desejada. A Tabela 6.12 mostra as variáveis lingüísticas para o módulo do ângulo de correção, o módulo da variação do ângulo de correção, a distância à posição desejada e, a velocidade do centro de gravidade do veículo.

Tab. 6.12 - Variáveis lingüísticas para o controlador de velocidade.

Conjunto	S	L	NS	R	D
Nome	Pequeno	Grande	Não Pequeno	Rápido	Devagar

As regras *fuzzy* utilizadas para o controlador de velocidade são listadas a seguir:

1. SE o módulo do ângulo de correção é (L) ENTÃO → Vel (D);
2. SE a distância ao objetivo é (S) ENTÃO → Vel (D);
3. SE o módulo da variação do ângulo de correção é (L) ENTÃO → Vel (D);
4. SE o módulo da variação do ângulo de correção é (S) e a distância ao objetivo é (NS) ENTÃO → Vel (R).

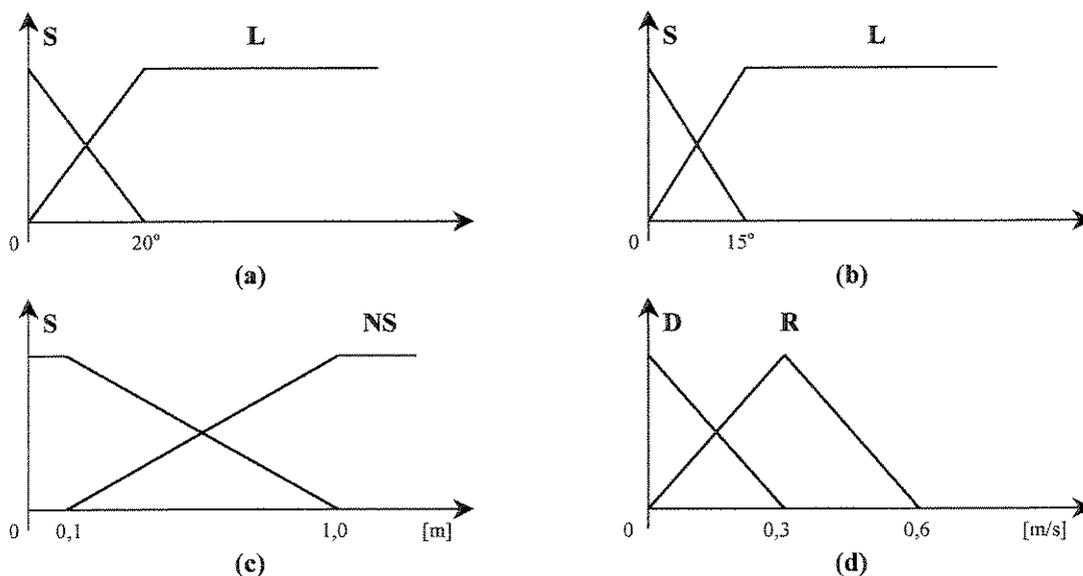


Fig. 6.22 - Funções de pertinência das entradas e saída do controlador de velocidade: (a) módulo de $\theta_{\text{correção}}$; (b) variação do módulo de $\theta_{\text{correção}}$; (c) distância ao objetivo e, (d) velocidade do veículo.

6.4.4 Resultados de Simulações para os Controladores

Inicialmente foi verificado o comportamento do controlador de velocidade e do controlador de desvio de obstáculos usando regras inibitivas (RI) e do controlador *fuzzy* de navegação. Para tal, desenvolveu-se um programa em MatLabTM para simular um ambiente com dois obstáculos fixos posicionados na direção de deslocamento do veículo, o robô móvel SmartROB-2 do IfR – ETHZ (figuras 6.23 a 6.26).

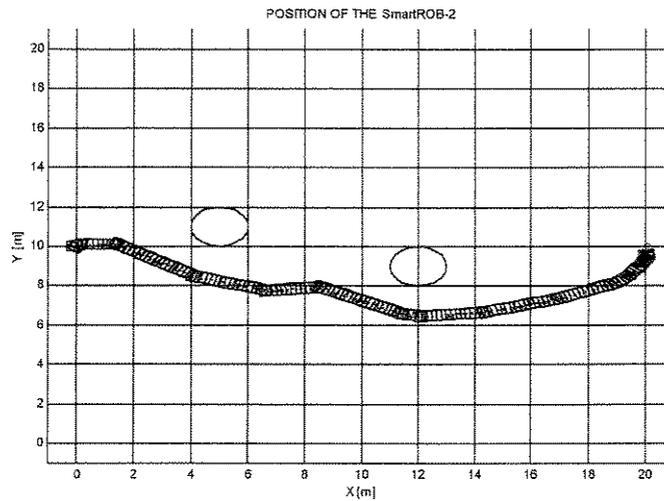


Fig. 6.23 – Trajetória simulada para o SmartROB-2 em um ambiente com dois obstáculos usando o controlador *fuzzy* de navegação, o RI e o controlador de velocidade. Posição inicial (0, 10, 0°) e posição final (20, 10, 0°).

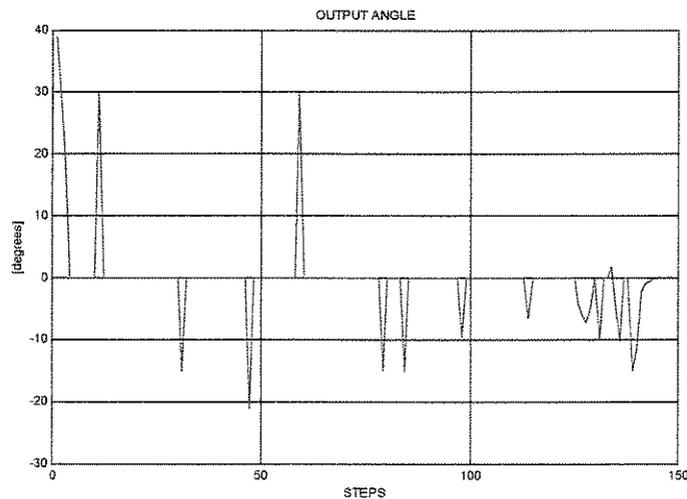


Fig. 6.24 – Ângulo de correção ($\theta_{\text{correção}}$) para o SmartROB-2 em um ambiente com dois obstáculos usando o controlador *fuzzy* de navegação, o RI e o controlador de velocidade.

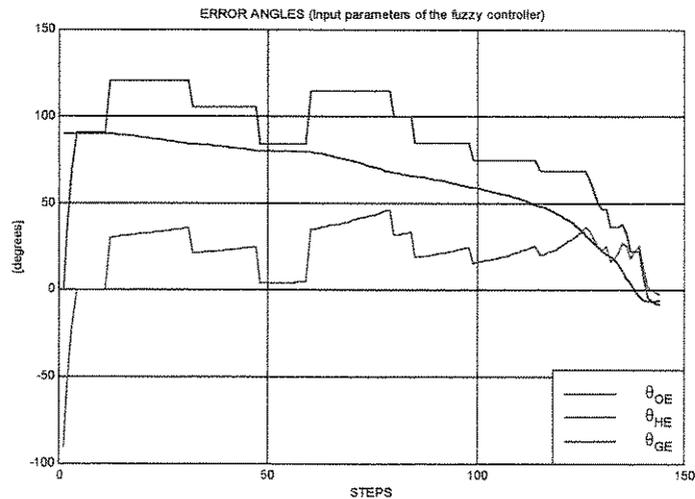


Fig. 6.25 – Ângulos de erro (entradas para o controlador *fuzzy* de navegação) para o SmartROB-2 em um ambiente com dois obstáculos usando o controlador *fuzzy* de navegação, o RI e o controlador de velocidade.

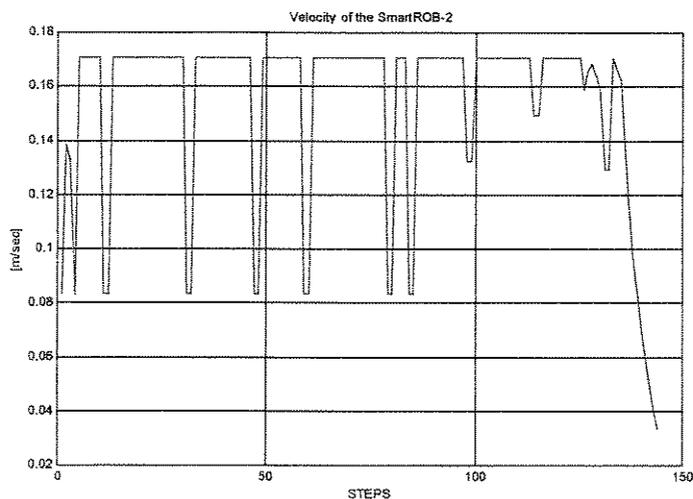


Fig. 6.26 – Comportamento da velocidade do CG do SmartROB-2 em um ambiente com dois obstáculos usando o controlador *fuzzy* de navegação, o RI e o controlador de velocidade.

Verificou-se que a variação de velocidade produzida pelo controlador de velocidade era extremamente indesejada pois, as constantes acelerações e desacelerações que o usuário do veículo estaria sujeito por várias horas poderiam produzir uma sensação de desconforto (lembrando a aplicação deste estudo em cadeiras de rodas). Optou-se então por, ao invés de utilizar o controlador de velocidade durante todo o percurso, limitar o módulo do ângulo máximo de esterçamento em 45° , usar uma velocidade de cruzeiro durante o percurso e implementar apenas a segunda regra do

controlador de velocidade para reduzir a velocidade do veículo na aproximação final à posição desejada. Deste modo, é possível aplicar os limites de estabilidade estudados no Capítulo 5 e aumentar o conforto do usuário do veículo (condição estudada no Capítulo 3).

O passo seguinte foi comparar as técnicas de controle de desvio de obstáculos usando regras inibitivas (RI) e seletor proporcional de comportamento (SPC). Para simular o comportamento de um veículo em um ambiente complexo, criou-se um novo programa em MatLab™, no qual o robô movia-se em um ambiente com dez obstáculos fixos. Em ambos casos, foi utilizado o mesmo controlador *fuzzy* de navegação e, as mesmas posições inicial e final.

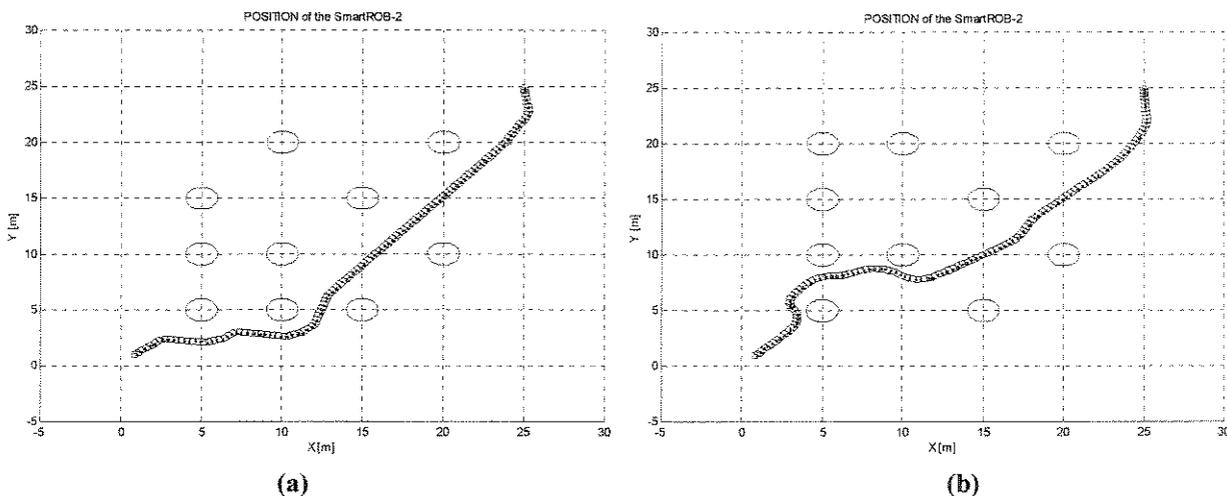


Fig. 6.27 – Trajetória simulada para o SmartROB-2 em um ambiente com dez obstáculos fixos usando o controlador *fuzzy* de navegação e velocidade de cruzeiro. Posição inicial (1, 1, 0°) e final (25, 25, 0°). Em (a) RI e, em (b) SPC.

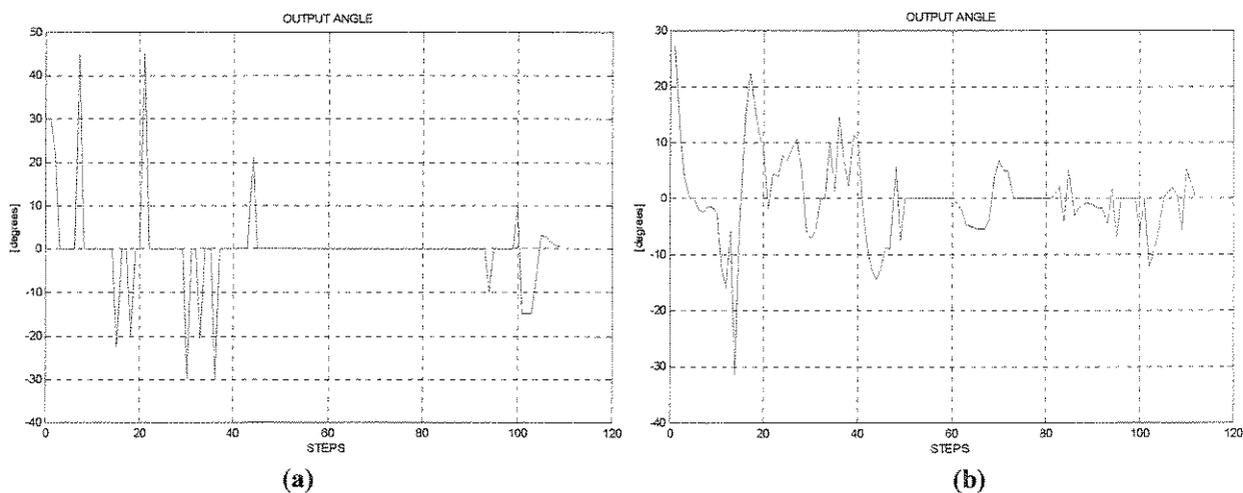


Fig. 6.28 – Ângulo de correção para o SmartROB-2 em ambiente com dez obstáculos fixos. Em (a) RI e, em (b) SPC.

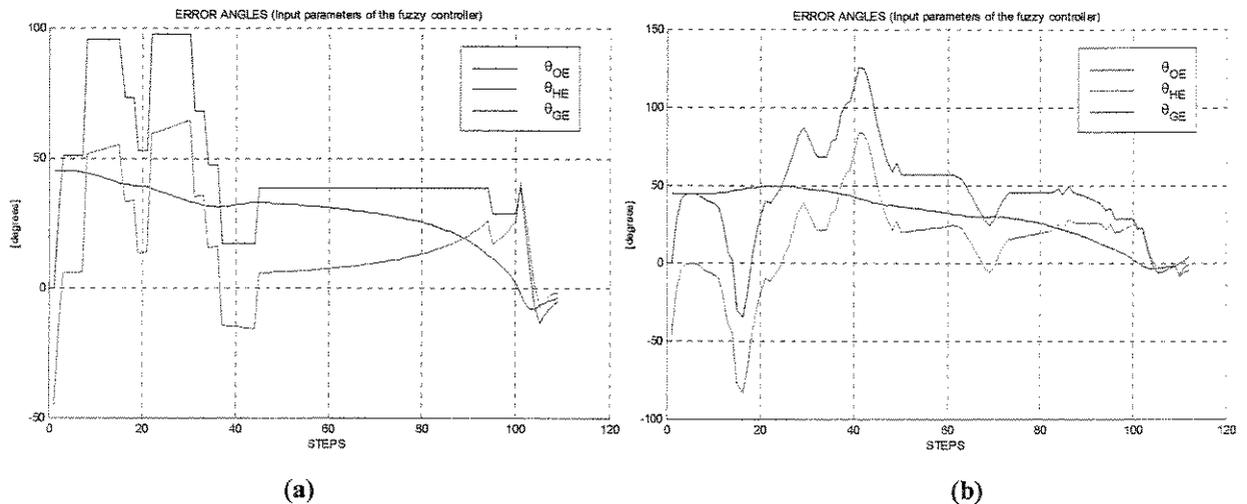


Fig. 6.29 – Ângulos de erro (entradas para o controlador *fuzzy* de navegação) para o SmartROB-2 em um ambiente com dez obstáculos fixos. Em (a) RI e, em (b) SPC.

Pelas figuras 6.27 a 6.29, observa-se que, embora o controlador SPC tenha sido capaz de dirigir o veículo até a posição desejada sem a ocorrência de choques com obstáculos, sua eficiência é discutível, devido ao movimento de ziguezague produzido. Este tipo de movimento não apenas gasta uma maior quantidade de energia, como também, é extremamente indesejável para o usuário de uma cadeira de rodas.

Finalmente, para comparar o comportamento dos controladores RI e VO, utilizou-se o mesmo ambiente em MatLabTM, sendo que agora, cinco obstáculos eram fixos e cinco móveis. Uma velocidade de cruzeiro de 0,25 m/s foi utilizada e, apenas na aproximação final o controlador de velocidade desacelerava o robô. A figura 6.30 mostra o ambiente com os dez obstáculos (móveis: O_1 , O_2 , O_4 , O_5 e O_7 ; fixos: O_3 , O_6 , O_8 , O_9 e O_{10}) antes de ser iniciada a simulação, a posição inicial $(0, 0, 0^\circ)$ e a desejada $(15, 10, 0^\circ)$.

Observando que para o cálculo dos intervalos de ângulos proibidos em VO, a medida r_v foi adotada conforme a figura 6.31-a e que a representação adotada para os intervalos de ângulos proibidos segue a figura 6.31-b.

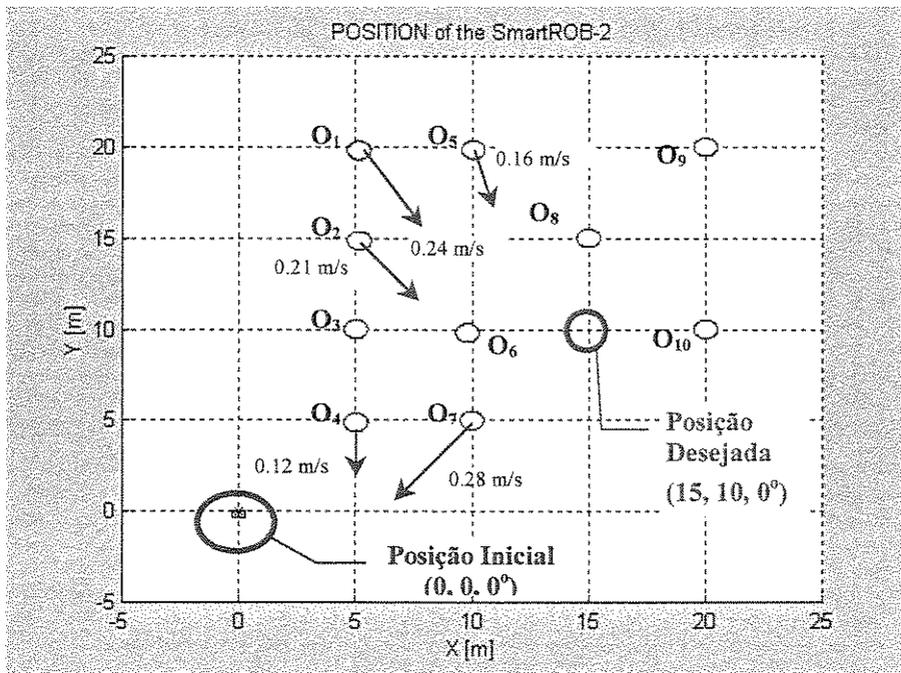


Fig. 6.30 – Início da simulação: ambiente com dez obstáculos (cinco são obstáculos móveis cujas velocidades são representadas pelos vetores).

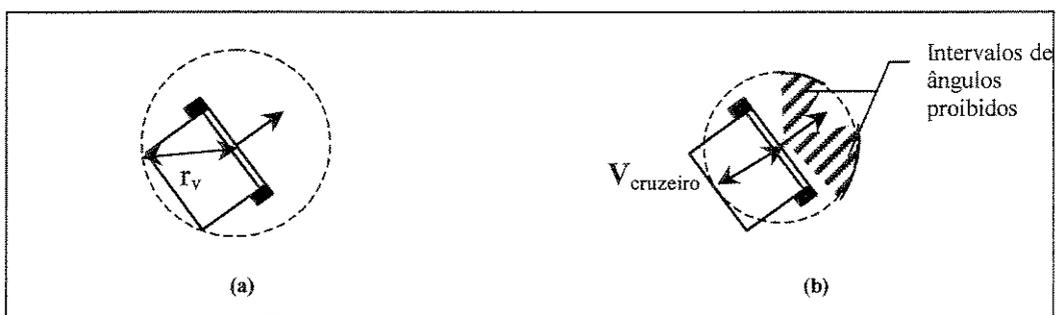


Fig. 6.31 – Representação (a) do raio do robô e (b) dos intervalos de ângulos proibidos.

As figuras 6.32 e 6.33 mostram o comportamento do controlador com as regras inibitivas RI. Infelizmente, em ambientes dinâmicos com a presença de vários obstáculos móveis deslocando-se em várias direções, este tipo de controlador não se mostrou eficiente. Ocorreu uma colisão (momento em que a simulação foi abortada) quando o robô estava cercado por três obstáculos móveis (veja detalhe da figura 6.33-a).

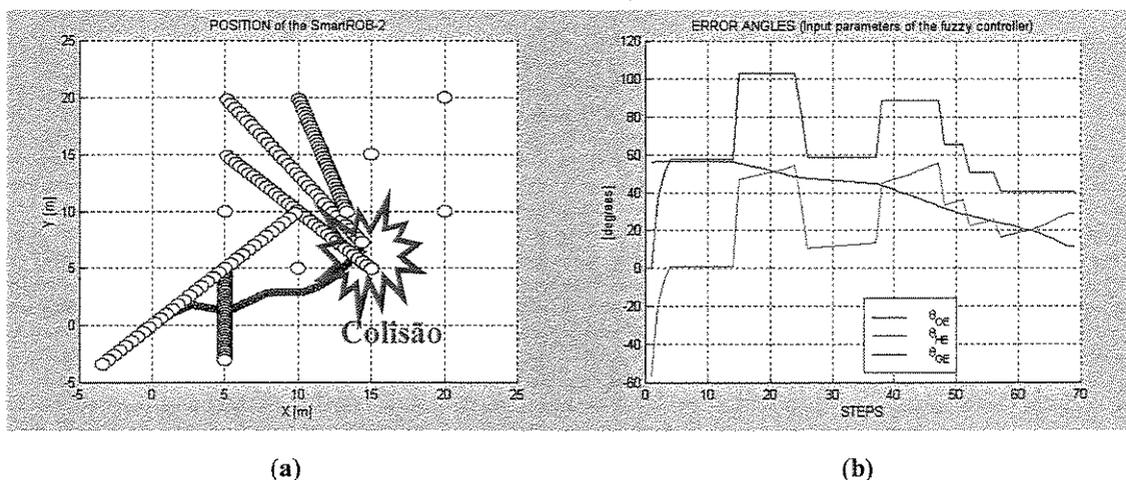


Fig. 6.32 – (a) Trajetória simulada para o SmartROB-2 e os obstáculos até o momento do choque para o controlador RI e (b) ângulos de erro (entradas para o controlador *fuzzy* de navegação).

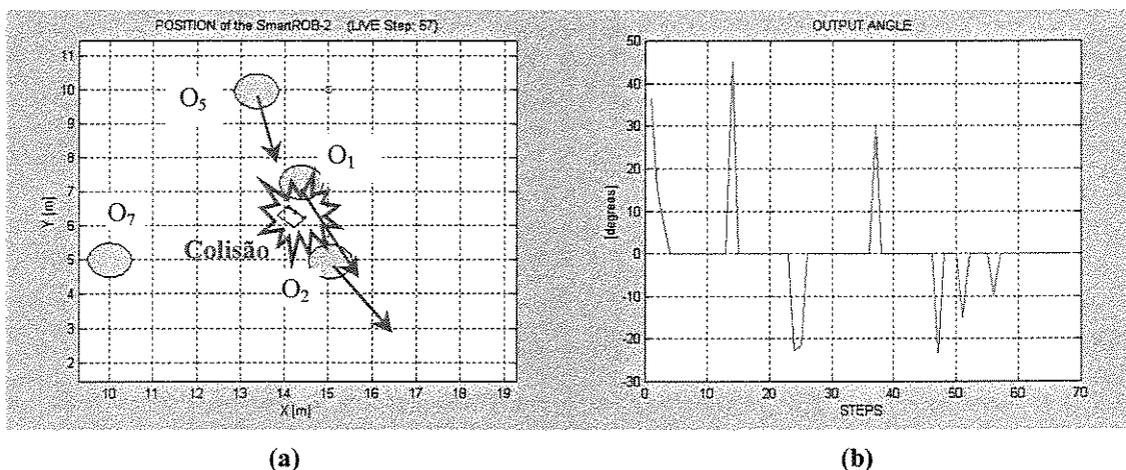


Fig. 6.33 – (a) Detalhe do momento da colisão entre o SmartROB-2 e o obstáculo O_1 e (b) ângulo de correção do controlador RI.

Nas mesmas condições, o controlador VO foi simulado. Observa-se pelas figuras 6.34 a 6.36 que os resultados foram excelentes. O controlador VO foi capaz de prever e evitar a colisão, mostrando sua robustez para aplicações em ambientes dinâmicos sujeitos a múltiplos obstáculos. Os sinais de saída do controlador ($\theta_{\text{correção}}$) permitiram que o robô passasse margeando os obstáculos, ou seja, não foi necessário que o robô desviasse muito de seu curso original. Apenas quando o ângulo de esterçamento máximo foi excedido, houve a mudança da velocidade de cruzeiro (neste caso, o controlador freiou o robô). Pelos valores dos ângulos de erro no final da simulação, quase nulos, pode-se verificar que a estrutura de controle é robusta e não conflitante.

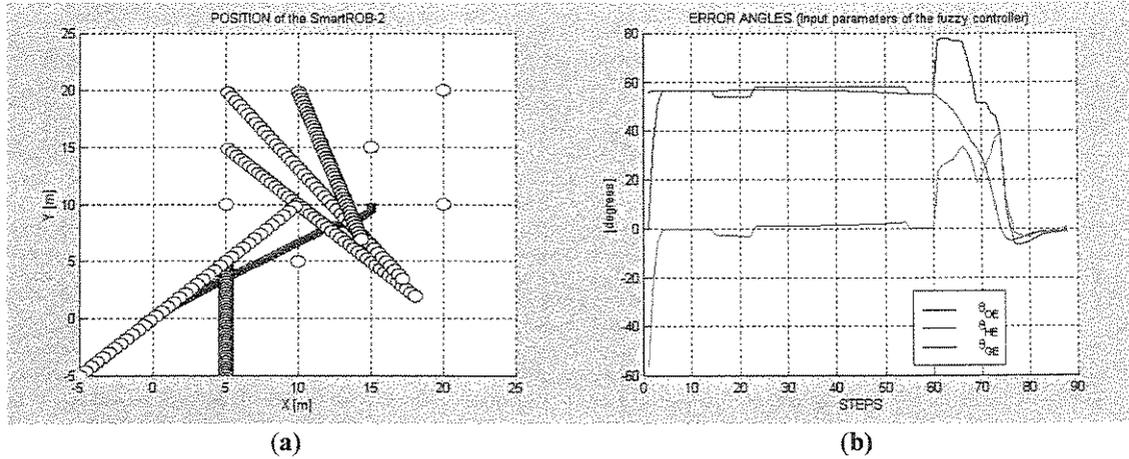


Fig. 6.34 - (a) Trajetória simulada para o SmartROB-2 e os obstáculos e, (b) ângulos de erro para o controlador VO.

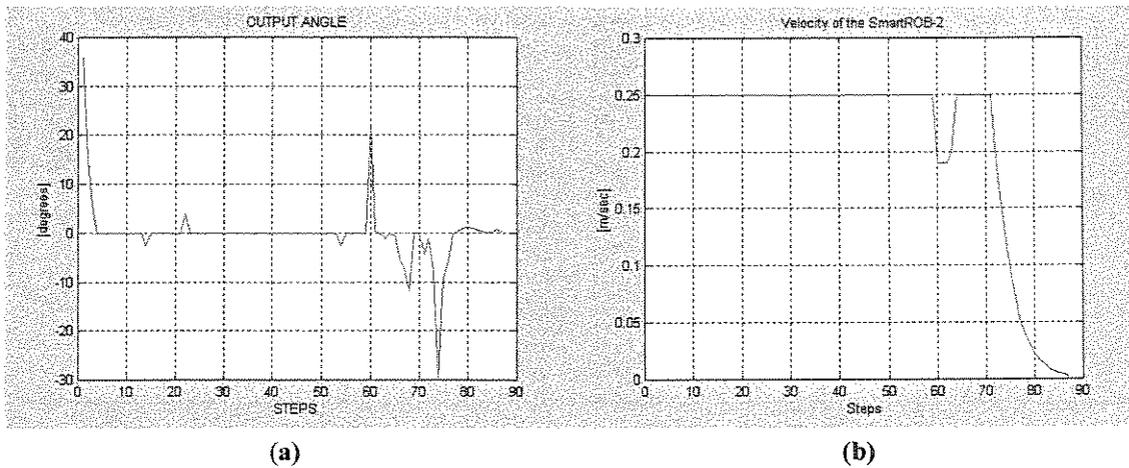


Fig. 6.35 - (a) Ângulo de correção do controlador VO e, (b) comportamento da velocidade do SmartROB-2 durante a simulação.

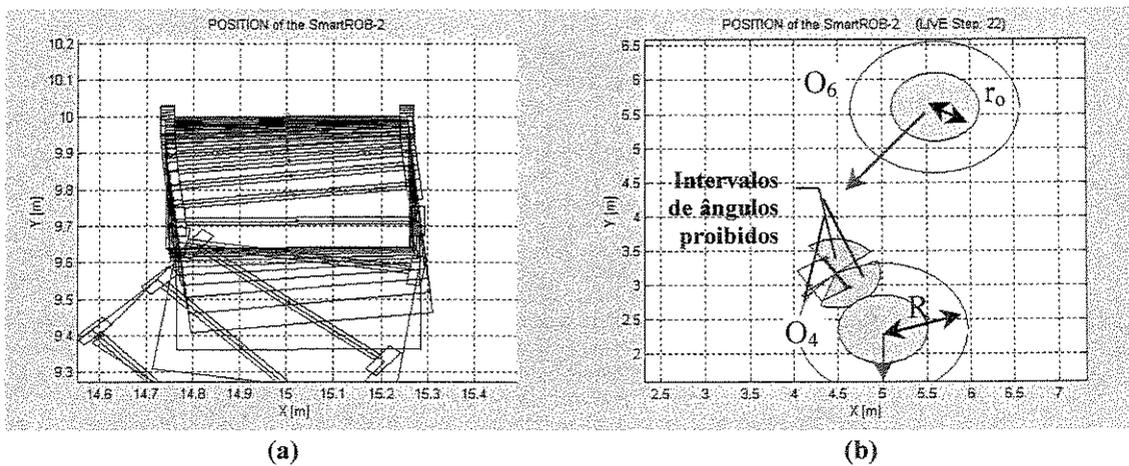


Fig. 6.36 - Detalhes (a) da aproximação final e, (b) dos intervalos de ângulos proibidos.

6.4.5 Detecção e Monitoramento de Obstáculos

Como o controlador de desvio de obstáculos utilizando o VO é uma técnica composta por três algoritmos (um para a detecção do obstáculo, um para a estimativa de movimento e um último para a geração de manobras evasivas), optou-se pela descrição separada deles. A geração de manobras evasivas já foi descrita no item 6.4.3. Neste item são descritos os dois outros algoritmos.

Procurou-se no desenvolvimento destes algoritmos, reconhecer e acompanhar um dos mais difíceis obstáculos de serem monitorados: pessoas andando ao redor do sensor (Kleitsch, 1998). Isto ocorre devido a vários motivos, entre eles: a necessidade de se obter várias leituras dos sensores a cada segundo e, processá-las em tempo real; obter uma forma de modelar o ambiente e extrair os dados para distinguir os obstáculos móveis em tempo real; lidar com a natureza destes dados (extremamente dependentes do posicionamento dos sensores, figura 6.37) e, tentar estimar um movimento muitas vezes imprevisível.

O desenvolvimento dos algoritmos foi baseado na utilização de sensores laser do tipo SICK LMS200, que permitem a extração de 3 *scans*/segundo, e do sistema operacional XOberon embarcado no SmartROB-2, desenvolvido para aplicações em tempo real (Becker & Wullschleger, 2000-b). Desta forma o primeiro problema foi solucionado. Para verificar a influência do posicionamento dos sensores, observa-se a seguinte figura:

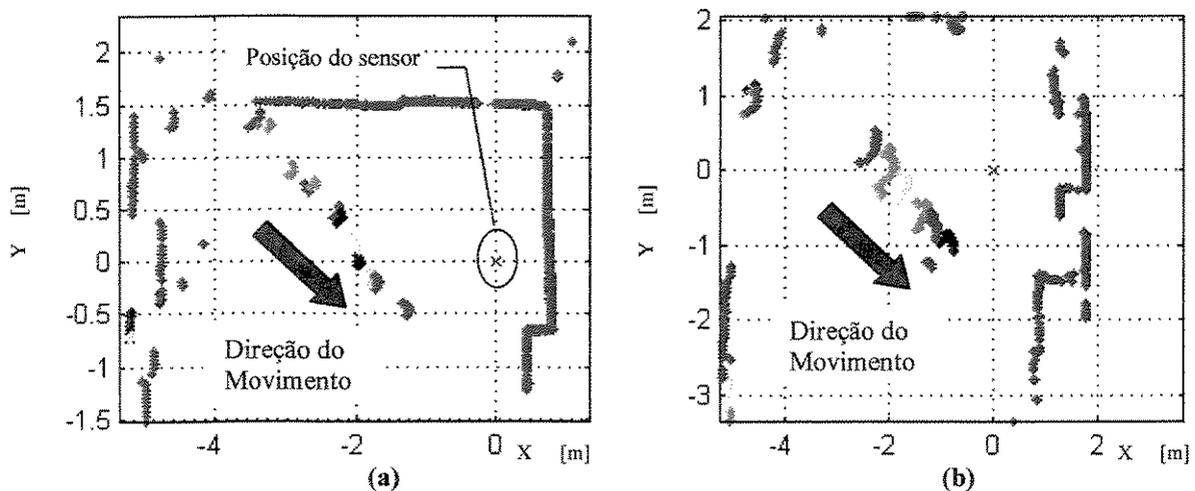


Fig. 6.37 - Detalhes de *scans* de uma pessoa andando em diagonal, realizados a diferentes alturas: (a) 7 *scans* próximos ao solo e (b) 6 *scans* a uma altura de 1 m. Cada cor representa um instante diferente de tempo.

Capítulo 7

Conclusões e Perspectivas Futuras

Muito mais que um trabalho na área de Engenharia, este texto trouxe um pouco das agonias, dos desejos, das necessidades, das lutas, e das histórias de superação de dificuldades pelos WDIs. Sendo uma tese precursora na área de tecnologias assistivas a WDIs, procurou-se primeiramente mostrar a gravidade do problema, com o intuito não apenas de despertar o interesse em outros pesquisadores mas, de ter uma visão mais humana sobre o assunto. Com certeza, o grande mérito deste trabalho é exatamente o de consolidar uma base de conhecimentos e trazer várias questões para serem futuramente exploradas. Deste modo, está sendo consolidada uma massa crítica para que um grupo de pesquisa na área de Engenharia de Reabilitação seja formado na Universidade Estadual de Campinas – Unicamp, podendo no futuro participar de parcerias com outras Instituições da área.

O grande número de particularidades diretamente relacionadas aos WDIs impede a generalização de soluções e métodos. Como o intuito do trabalho não foi o desenvolvimento de um produto específico para uma certa população WDI, procurou-se deixar as “*condições de contorno*” o mais maleáveis o possível para que, com pequenas adaptações os estudos desenvolvidos possam ser implementados. Os resultados inicialmente obtidos não elucidaram apenas questões como: “*Como é feito o acionamento de cadeiras de rodas manuais?*”; “*Qual a potência média necessária para transpor uma rampa?*”; “*Qual a configuração mais estável?*”, etc. mas, geraram um *know-how* para o desenvolvimento do Capítulo 6. Neste Capítulo foram implementadas simulações e testes experimentais visando um veículo com navegação autônoma/assistida e, também geraram muitas idéias para trabalhos futuros nesta área.

Verificou-se que o uso de Simuladores em clínicas especializadas para a correta prescrição de cadeiras de rodas é muito importante, e que o modelo bidimensional para o acionamento manual de cadeiras de rodas desenvolvido no Capítulo 4 pode, a princípio, simular o processo de acionamento. Entretanto, como este processo é tridimensional e envolve dezenove graus de liberdade, não considerando as mãos (dez dos quais apenas nos ombros), é altamente desejável utilizar uma modelagem tridimensional (Becker & Sá, 1999). Uma opção para tal é o uso de *software's* desenvolvidos para geração de trajetórias em manipuladores robóticos de “*n*” graus de liberdade (Sá, 2000), aliado a uma classificação ASIA e medidas antropométricas do WDI que necessita de uma prescrição. Deste modo seria possível otimizar tanto o assentamento do WDI na cadeira, como a sua propulsão manual, sem a necessidade do uso de Simuladores mecânicos.

Ainda sobre a modelagem bidimensional desenvolvida, outra idéia promissora é o uso de acionamento servo-assistido pelos WDI para a transposição de rampas. Ou seja, seria possível utilizar motores de velocidade variável nos eixos das rodas principais que, no momento da “*pega*” do aro da roda pelo WDI, auxiliassem a manter a potência motora em um nível suficiente para transpor a rampa.

Quanto à análise de estabilidade desenvolvida, a notação matricial/vetorial utilizada para a análise de estabilidade dinâmica torna simples a introdução do uso de uma suspensão mais complexa com molas e amortecedores no equacionamento. Deste modo, é possível desenvolver e simular suspensões mais indicadas para terrenos *outdoor* e *off-road* que evitem a presença excessiva de vibrações e oscilações que podem prejudicar o assentamento do WDI. Ao invés do que foi feito em alguns projetos que estão entrando no mercado, o ideal, tanto em termos de custos como de simplicidade, seria evitar uso intensivo de eletrônica embarcada apenas para esta finalidade, partindo para soluções mecânicas mais baratas e confiáveis (Becker, 2000).

Os estudos desenvolvidos no Capítulo 6 produziram resultados promissores tanto na geração de mapas, como na navegação, no desvio e na monitoração de obstáculos, podendo ser implementados em veículos autônomos/assistidos para WDIs ou em robôs móveis. O grande número de regras *fuzzy* implementadas no navegador *fuzzy* deve-se à estratégia adotada na navegação, ou

seja, ao desejo de atingir “*o gol*” com uma certa orientação preestabelecida. Caso a orientação fosse “*qualquer*”, seria possível utilizar um número mais reduzido de regras *fuzzy*.

Os resultados também mostraram ser necessário no futuro próximo trabalhar com a fusão de dados oriundos de diferentes sensores, por exemplo, câmeras de vídeo e sensores laser (Thrun *et al.*, 2000). Um antigo “*gargalo*” na área da robótica móvel está desaparecendo: a deficiência da eletrônica embarcada. A cada dois anos, a velocidade dos processadores é praticamente dobrada. Deste modo, está sendo a cada dia mais comum lidar com um elevado número de dados em tempo real. A fusão de sensores pode fazer com que os pontos fortes de cada tipo de sensor sejam aproveitados, eliminando-se os seus pontos fracos, para modelar o ambiente ao redor do veículo, obtendo-se assim uma representação mais próxima da realidade.

Referências Bibliográficas

- ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas. *NBR 9050 - Acessibilidade de Pessoas Portadoras de Deficiências a Edificações, Espaço, Mobiliário e Equipamentos Urbanos*, 56p., 1994.
- Adams, M. D. *Sensor Modeling, Design and Data Processing for Autonomous Navigation*, World Scientific Series in Robotics and Intelligent Systems, Vol. 13, 232p., 1999.
- Arleo, A. *et al.* Efficient learning of variable-resolution cognitive maps for autonomous indoor navigation, *IEEE Trans. on Robotics & Automation*, Vol. 15, N. 6, p.990-1000, 1999.
- Arras, K. O. Map Building I, *Diplomarbeit WS'95/96: IfR – ETH Zurich*, 1996.
- Badreddin, E. Mobile Roboter – Einführung in den Aufbau und die Funktionsweise Mobiler Roboter, *Kurs, June 15 – 16, 1992, IfR – ETH Zurich, Switzerland*, 1992.
- Bar-Shalom, Y. & Fortmann, T. E. *Tracking and Data Association*, Academic Press, Inc., 350p., 1988.
- Baxter, J. W. & Bumby, J. R. Fuzzy control of a robotic vehicle, *Proc. of Instn. Mech. Engrs. - Part I: Journal of Systems and Control Engineering*, Vol. 209, p.79-91, 1995.
- Becker, M. & Dedini, F. G. Modelagem e simulação do acionamento de cadeiras de rodas manuais, *Proceedings of COLAOB'98 – Latin American Conference on Artificial Organs and Biomaterials*, Belo Horizonte – MG, Brazil, Dec. 10-13, 1998.
- Becker, M. & Sá C. E. A. Manual wheelchairs propulsion – part I: biomechanic analysis and kinematic modeling, *Proceedings of COBEM'99 – XV Brazilian Congress on Mechanical Engineering*, Águas de Lindóia – SP, Brazil, Nov. 22-26, 1999, CD-ROM, paper code: AAEAGF, ISBN 85-85769-03-3, 1999.

- Becker, M. & Wullschleger, F. (a) Theory and experimental results of map building using laser scanners and an mobile robot – SmartROB-2, *Proc. of CONEM 2000 National Congress of Mechanical Engineering*, Natal – RN, Brazil, Aug. 7 - 11, 2000, CD-ROM, paper code: AC9638, 2000.
- Becker, M. & Wullschleger, F. (b) Path planning approach for autonomous and assisted navigation using velocity obstacle principles., *Proc. of CONEM 2000 National Congress of Mechanical Engineering*, Natal – RN, Brazil, Aug. 7 - 11, 2000, CD-ROM, paper code: AC9640, 2000
- Becker, M. Control techniques applied to autonomous vehicles for disabled – AVD, *Proceedings of X World Congress of IFToMM*, Vol. 5, p.1962-1967, ISBN 951-42-5292-6, 1999.
- Becker, M. *Estudos sobre Robôs de Locomoção: Formas Construtivas, Dirigibilidade e Controle*, Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual de Campinas, Campinas - SP, 137p., 1997.
- Becker, M. *et al.* Estudo de dirigibilidade veicular aplicada à triciclos de tração humana – HPT, *In SAE Technical Paper Series*, Paper No. 982882 P, p.1-12, published by SAE Publications Group, ISSN 0148-7191, 1998.
- Becker, M. Suspension system for an all-terrain wheelchair, *Proceedings of RESNA Annual Conference*, Vol. 20, p.462-464, ISBN 0-932101-42-9, 2000.
- Bednarczyk, J. H. & Sanderson, D. J. Kinematics of wheelchair propulsion in adults and children with spinal cord injury, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 75, N. 12, p.1327-1334, 1994.
- Bell, D. A. *et al.* An assistive navigation system for wheelchairs based upon mobile robot obstacle avoidance, *In Proceedings of 1994 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, Vol. 3, p.2018-2022, 1994.
- Bennett, L. *et al.* Skin stress and blood flow in sitting paraplegic patients, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 65, N. 4, p.186-190, 1984.
- Beom, H. R. & Cho, H. S. A sensor-based navigation for a mobile robot using fuzzy logic and reinforcement learning, *IEEE Trans. on Syst., Man, and Cyber.*, Vol. 25, N. 3, p.464-477, 1995.

- Bickler, D. B., *Articulated suspension system*, US Patent Number 4840394, 6 p., 1989.
- Boby, S. & Lumelsky, V. Control of dynamics and sensor based motion planning for a differential drive robot, *Proc. of the 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, p.157-162, 1999.
- Bolmsjö, G. *et al.* Robotics in rehabilitation, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 3, N. 1, p.77-83, 1995.
- Bourhis, G. & Pino, P. Mobile robotics and mobility assistance for people with motor impairments: rational justification for the VAHM project, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 4, N. 1, p.7-12, 1996.
- Brega, R, A real time operating system designed for predictability and run-time safety, *Proc. of the 4th Int. Conf. on Motion and Vibration Control (Movic'98)*, August 25 - 28, 1998, Zürich, Switzerland, Vol. 1 p.379-384, 1998.
- Bridger, R. S. *Introduction to Ergonomics*, McGraw-Hill, Inc., New York, 530p., 1995.
- Canale, A. C. *et al.* Shimmy - Compreensão do fenômeno, fatores determinantes e modelagem matemática, *SAE Paper 2000 - 01 - 3211*, 2000.
- Canale, I. *et al.* Ramp length/grade prescriptions for wheelchair dependent individuals, *Paraplegia*, Vol. 29, p.479-485, 1991.
- Cappozzo, A. *et al.* Prediction of ramp traversability for wheelchair dependent individuals, *Paraplegia*, Vol. 29, p.470-478, 1991.
- Castellanos, J. A. *et al.* Building a global map of the environment of a mobile robot: the importance of correlations, *In Proceedings of the 1997 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, p.1053-1059, 1997.
- Castellanos, J. A. *et al.* Simultaneous map building and localization for mobile robots: a multisensor fusion approach, *In Proceedings of the 1998 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, p.1244-1249, 1998.
- Castellanos, J. A. *et al.* The SPmap: a probabilistic framework for simultaneous localization and map building, *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, Vol. 15, N. 5, p.948-952, 1999.
- Childress, D. S. Rehabilitation Engineering. *Mechanical Engineering*, p.56-65, September,

1984.

- Coe, P. L. *Aerodynamic Characteristics of Wheelchairs*, NASA Technical Memorandum 80191, 1979.
- Cooper, R. A. Stability of a wheelchair controlled by human pilot, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 1, N. 4, p.193-206, 1993.
- Cooper, R. A. *Wheelchair Selection and Configuration*, New York: Demos Medical Publishing, Inc., 1998.
- Crowley, J. L. World modeling and position estimation for a mobile robot using ultrasonic ranging, *IEEE J. Robotics and Automation*, p.674–680, 1989.
- Curvo, M. Estimation of aircraft aerodynamic derivatives using Extended Kalman Filter, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences*, Vol. 22, N. 2, p.133-148, 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*, Vol. 31, N. 2, p.120-128, 1994.
- DIN 33402 – 3 *Körpermaße des Menschen, Bewegungsraum bei verschiedenen Grundstellungen und Bewegungen*, 10p., 1984.
- Dudek, G. *et al.* Mapping in unknown graph-like worlds, *Journal of Robotic Systems*, Vol. 13, N. 8, p.539-559, 1996.
- Elfes, A. *Occupancy Grids: A Probabilistic framework for Robot Perception and Navigation*, Ph.D. Thesis, Electrical and Computer Engineering Department / Robotics Institute, Carnegie-Mellon University - USA, 1989.
- Erlandson, R. F. Applications of robotic/mechatronic systems in special education, rehabilitation therapy, and vocational training: a paradigm shift, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 3, N. 1, p.22-34, 1995.
- Fabro, J. A. & Gomide, F. Self-organizing neuro-fuzzy control of complex systems, *Applied Mathematics and Computer Sciences*, Vol. 6, N. 3, p.581–594, 1996.
- Feder, H. J. S. *et al.* Adaptive mobile robot navigation and mapping, *The Int. Journal of Robotics Research*, Vol. 18, N. 7, p.650-668, 1999.

- Feng, D. & Krogh, B. H. Dynamic steering control of conventionally steered mobile robots, *Journal of Robotic Systems*, Vol. 8, N. 5, p.699-721, 1991.
- Ferreira, A. B. H. *Pequeno Dicionário da Língua Portuguesa*, 11^a Edição, Rio de Janeiro, Ed. Nacional, 1301p., 1991.
- Fiorini, P. & Schiller, Z. Motion planning in dynamic environments using velocity obstacles, *International Journal of Robotics Research*, Vol. 17, p.760-772, 1998.
- Forkosch, J. A. *et al.* The incidence of traumatic brain injury in the United States, *Disability Statistics Abstract*, Number 14, March 1996.
- Frankel, H. L. *et al.* Non-operative Treatment – Rehabilitation and Outcome, *Advances in Neurotraumatology – Vol. 2 – Thoracic and Lumbar Spine and spinal Cord Injuries*, p.140–160, 1988.
- Fu, L.-C. & Liu, D.-Y. An efficient algorithm for finding a collision-free path among polyhedral obstacles, *Journal of Robotic Systems*, Vol. 7, N. 1, p.129-137, 1990.
- Gardner, E. *et al.* *Anatomia: Estudo Regional do Corpo Humano*, Capítulo 18: Ossos do Membro Inferior, Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro., p.183-218, 3^a Edição, 1971.
- Garg, A. *et al.* (a) Reducing risk for back pain in nursing personnel, *AAOHN Journal*, Vol. 39, N. 1, p.24-33, 1991.
- Garg, A. *et al.* (b) A biomechanical and ergonomic evaluation of patient transferring tasks: wheelchair to shower chair and shower chair to wheelchair, *Ergonomics*, Vol. 34, N. 4, p.407-419, 1991.
- Garg, A. *et al.* (c) A biomechanical and ergonomic evaluation of patient transferring tasks: bed to wheelchair and wheelchair to bed, *Ergonomics*, Vol. 34, N. 3, p.289-312, 1991.
- Gillespie, T. D., *Fundamentals of Vehicle Dynamics*, SAE Publications Group, 495p., 1992.
- Gilsdorf, P. *et al.* Sitting forces and wheelchair mechanics, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 27, N. 3, p.239-246, 1990.
- Glaser, R. M. *et al.* Energy cost and cardiopulmonary responses for wheelchair locomotion and walking on tile and on carpet, *Paraplegia*, vol. 19, p.220-226, 1981.
- Gomide, F. A. C. & Gudwin, R.R. Modelagem, controle sistemas e lógica fuzzy, *Controle &*

- Automação*, Vol. 4, N. 3, p.137-147, 1994.
- Gosine, R. G. *et al.* Interactive robotics to aid physically disabled in manufacturing tasks, *Proc. Instn. Mech. Engrs.*, Vol. 205, p.241-245, 1991.
- Grandjean, E. *Manual de Ergonomia – Adaptando o Trabalho ao Homem*. 4 ed. Porto Alegre: Editora Artes Médicas Sul Ltda., 338p., 1998.
- Harwin, W. S. A review of design issues in rehabilitation robotics with reference to north-american research, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 3, N. 1, p.3-13, 1995.
- Hofstad, M. & Patterson, P. E. Modeling the propulsion characteristics of a standard wheelchair, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 31, N. 2, p.129-137, 1994.
- Hughes, C. J. *et al.* Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 73, N. 3, p.263-269, 1992.
- Iida, I. *Ergonomia – Projeto e Produção*. São Paulo: Editora Edgard Blücher Ltda., 465p., 1997.
- Katevas, N. I. *et al.* The autonomous mobile robot SENARIO: a sensor-aided intelligent navigation system for powered wheelchairs, *IEEE Robotics & Automation Magazine*, December 1997, p.60-70, 1997.
- Kawamura, K. *et al.* Intelligent robotic systems in service of the disabled, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 3, N. 1, p.14-21, 1995.
- Kennedy, J. *et al.* Need for assistance in the activities of daily living, Disability in the States, *Disability Statistics Abstract*, Number 18, June 1997.
- Kleitsch, C., Objekte / Menschen extrahieren aus Distanzdaten, Semesterarbeit SS'98, IfR – ETH Zurich, Switzerland, 1998.
- Köning, W. *et al.* Epidemiology of Spinal Cord Injuries, *Advances in Neurotraumatology – Vol. 2 – Thoracic and Lumbar Spine and spinal Cord Injuries*, p.1–12, 1988.
- Kreyszig, E. *Advanced Engineering Mathematics*, 7th Edition, John Wiley & Sons, Inc., 1271p., 1993.
- Kummer, B. Biomechanics of the Thoracic and Lumbar Spine, *Advances in Neurotraumatology – Vol. 2 – Thoracic and Lumbar Spine and spinal Cord Injuries*, p.17–24, 1988.
- Kuno, Y. *et al.* Robotic wheelchair with three control modes, *In Proceedings of 1999 IEEE Int.*

- Conf. on Robotics & Automation*, p.2590-2595, 1999.
- Laplante, M. P. *et al.* Disability and Employment, *Disability Statistics Abstract*, Number 11, January 1996.
- Laplante, M. P. How many Americans have a Disability?, *Disability Statistics Abstract*, Number 5, June 1992.
- Lee, D. & Recce, M. Quantitative evaluation of the exploration strategies of a mobile robot, *International Journal of Robotics Research*, Vol. 16, N. 4, p.413-447, 1997.
- Leonard, J. J. & Durrant-Whyte, H. F. *Directed sonar sensing for mobile robot navigation*, Kluwer Academic Publishers, 350p., 1992.
- Leonheart, W. H., *All Terrain Vehicle*, US Patent Number 3809004, 6p., 1974.
- Linnman, S. M3S: The local network for electric wheelchair and rehabilitation equipment, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 4, N. 3, p.188-192, 1996.
- Luo, R. C. *et al.* (a) Adaptive intelligent assistance control of electrical wheelchair by grey-fuzzy decision-making algorithm, *In Proceedings of 1999 IEEE Int. Conf. on Robotics & Automation*, p.2014-2019, 1999.
- Luo, R. C. *et al.* (b) Automatic guided intelligent wheelchair using hierarchical grey-fuzzy motion decision-making algorithms, *In Proceedings of 1999 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, p.900-905, 1999.
- Luo, R. C. *et al.* (c) Force reflective feedback control for intelligent wheelchair, *In Proceedings of 1999 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, p.918-923, 1999.
- Madarasz, R. L. *et al.* The design of an autonomous vehicle for disabled, *IEEE Journal of Robotics and Automation*, Vol. RA-2, N. 3, p.117-125, 1986.
- Madler, H. J. *et al.*, *Off-the-Road Vehicle*, US Patent Number 3917306, p.14, 1975.
- Marrotta, J. T. *Merritt - Tratado de Neurologia*, Capítulo 6 – Trauma, Item 50 – Traumatismos da Medula, Editora Ganabara Koogan, 7ª Edição, p.308–314, 1986.
- Mazo, M. *et al.* Wheelchair for physically disabled people with voice, ultrasonic and infrared sensor control, *Autonomous Robots*, N. 2, p.203-224, 1995.
- McLaurin, C. A. & Brubaker, C. E. Biomechanics and the wheelchair, *Prosthesis and Orthotics*

- International*, Vol. 15, p.24-37, 1991.
- Mick, J., *Wheeled Vehicle arrangement for distributing agricultural materials in fields having undulations such as soft walled levees and the like*, US Patent Number 5562172, 4p., 1996.
- Mick, J., *Wheeled Vehicle for distributing agricultural materials in fields having uneven terrain*, US Patent Number 5655615, 30p., 1997.
- Nagatani, K. *et al.* Towards exact localization without explicit localization with the generalized Voronoi graph, *In Proceedings of the 1998 IEEE Int. Conf. on Robotics & Automation*, p.342-348, 1998.
- Nakanishi, S. *et al.* Robotic wheelchair based on observations of both user and environment, *In Proceedings of 1999 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, p.912-917, 1999.
- Olson, C. F. Probabilistic self-localization for mobile robots, *IEEE Trans. on Robotics & Automation*, Vol. 16, N. 1, p.55-66, 2000.
- Prassler, E. *et al.* Navigating a robotic wheelchair in a railway station during rush hour, *International Journal of Robotics Research*, Vol. 18, p.711-727, 1999.
- Prassler, E. *et al.* Tracking people in a railway station during rush hour, *In Proceedings of 1st Int. Conf. on Computer Vision Systems ICVS'99*, p.162-179, 1999.
- Rean, D.A. *The History of Man-Powered Flight*, Willian Clowes & Sons, 1977.
- Regalbuto, M. A. Toward a practical mobile robotic aid system for people with severe physical disabilities, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 29, N. 1, p.19-26, 1992.
- Robertson, R. N. *et al.* Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 77, N. 9, p.856-864, 1996.
- Rodgers, M. M. *et al.* Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 75, N. 1, p.85-93, 1994.
- Rosenthal M. J. *et al.* A wheelchair cushion designed to redistribute sites of sitting pressure, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 77, p.278-282, 1996.
- Ross, R. B., *All Terrain Vehicle*, US Patent Number 4056158, 8p., 1977.

- Ruggles, D. L. *et al.* Biomechanics of wheelchair propulsion by able-bodied subjects, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 75, N. 5, p.540-544, 1994.
- Sá, C. E. A. *Desenvolvimento e Implementação de um Programa de Supervisão e Controle de Manipuladores Robóticos*, Tese de Doutorado, Universidade Estadual de Campinas, Campinas - SP, 257p., 2000.
- Sargeant, A.J. Human Power Output and Muscle Fatigue, *International Journal Sports Medicine*, Vol. 15, p.116-121, 1994.
- Sciara, D. *Merritt - Tratado de Neurologia*, Capítulo 6 – Trauma, Item 49 - Traumatismo Craniano, Editora Guanabara Koogan, p.290–308, 1986.
- Shibata, T. *et al.* Hyper scooter: a mobile robot sharing visual information with a human, *Proc. of the 1995 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Vol. 1, p.1074–1079, 1995.
- Simpson, R. *et al.* Evaluation of the hephaestus smart wheelchair system, *In Proceedings of Int. Conf. on Rehabilitation Robotics ICORR '99*, p.99-105, 1999.
- Smith, R. *et al.* Estimating uncertain spatial relationships in robotics, *In Autonomous Robot Vehicles*, Editors: I. J. Cox and G. T. Wilfons, p.167-193, 1990.
- Sobotta, J. & Becher, H. *Atlas de Anatomia Humana*, Tomo III: Sistema Nervoso Central, 17ª Edição, Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, p.73, 1977.
- Sobotta, J. *Atlas de Anatomia Humana*, Volume I: Cabeça, Pescoço, Membros Superiores, Pele, 19ª Edição, Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 362p., 1990.
- Surmann H. *et al.* A fuzzy system for indoor mobile robot navigation, *In Proceedings of 1995 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, p.83-88, 1995
- Tahboub, K. A. & Asada, H. H. A semi-autonomous control architecture applied to robotic wheelchair, *In Proceedings of 1999 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, p.906-911, 1999.
- Thrun, S. & Bücken, A. Integrating grid-based and topological maps for mobile robot navigation, *In Proceedings of the 3rd National Conf. on Artificial Intelligence AAAI*, 1996.
- Thrun, S. *et al.* A real-time algorithm for mobile robot mapping with applications to multi-robot and 3D mapping, *In Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and*

Automation, 2000.

- Tillman, P. & Tillman, B. *Human Factors Essentials – An Ergonomics Guide for Designers, Engineers, Scientists, and Managers*. New York: MacGraw-Hill, Inc., 160p., 1991.
- Todd, B. A. & Thacker, J. G. Three-dimensional computer model of the human buttocks, in vivo, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 31, N. 2, p.111-119, 1994.
- van der Loos, H. F. M. VA/Stanford rehabilitation robotics research and development program: lessons learned in the application of robotics technology to the field of rehabilitation, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 3, N. 1, p.46-55, 1995.
- Veelaert, P. & Bogaerts, W. Ultrasonic potential field sensor for obstacle avoidance, *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, Vol. 15, N. 4, p.774-779, 1999.
- Wakaumi, H. *et al.* Development of an automated wheelchair guided by a magnetic ferrite marker lane, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 29, N. 1, p.27-34, 1992.
- Wang, H. *et al.* Auto-navigation of a wheelchair, *Artificial Life Robotics*, N. 1, p.141-146, 1997.
- Wang, H. *Study on supporting equipment for disabled people – control of a wheelchair and kinematics of a prosthetic arm*, Ph.D. Thesis, Nagasaki University, Nagasaki City, Japan, 116p., 1997.
- Wang, L.-L. & Tsai, W.-H Collision avoidance by a modified least-mean-square error classification scheme for indoor autonomous land vehicle navigation, *Journal of Robotic Systems*, Vol. 8, N. 5, p.677-698, 1991.
- Wellman, P. *et al.* Design of a wheelchair with legs for people with motor disabilities, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 3, N. 4, p.343-353, 1995.
- Wheeler, J. G., *3-Axle Walking Beam Suspension*, US Patent Number 4227711, 4p., 1980.
- Wilkie, D.R. Man as a Source of Mechanical Power, *Ergonomics*, Vol. 3, N. 1, p.1-8, 1960.
- Wullschleger, F. H. *et al.* A flexible exploration framework for map building, *In Proceedings of the 3rd European Workshop on Advanced Mobile Robots EUROBOT'99*, 1999.
- Wullschleger, F. H., Map Building III, *Diplomarbeit WS'98/99: IfR – ETH Zurich*, 1999.
- Yoder, J-D. *et al.* Initial results in the development of a guidance system for a powered

wheelchair, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 4, N. 3, p.143-151, 1996.

Zapata, R. *et al.* Reactive behaviors of fast mobile robots, *J. of Robotic Syst.*, Vol. 11, N. 1, p.13-20, 1994.

Sites na WWW

Alguns dos dados estatísticos apresentados nos capítulos iniciais foram obtidos em sites da *Internet*. Segue uma pequena relação de sites que fornecem dados sobre o tema.

[1] Organização das Nações Unidas (ONU), 1997	www.un.org
[2] Organização Mundial de Saúde (OMS) , 1997	www.who.org
[3] IBGE, 1997	www.ibge.gov.br
[4] Disability Statistics Abstract, 1997	www.dsa.ucesf.edu
[5] Centro de Documentação e Informação do Portador de Deficiência (CEDIPOD) , 1997	www.umbonline.com.br/cedipod
[6] Rede Globo, 2000	www.globo.com
[7] Ministério dos Transportes, 2000	www.transportes.gov.br
Governo Brasileiro	www.brazil.gov.br
Ministério da Previdência e Assistência Social	www.mpas.gov.br
Ministério da Saúde	www.saude.gov.br
Ministério do Trabalho	www.mtb.gov.br
Normas DÍN / ISSO	www.din.de
Rede de Hospitais Sarah	www.sarah.br
Resna	www.resna.org

