

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

Desenvolvimento e Análise de Estratégias de Controle Colaborativo para Cadeiras de Rodas

Autor: Arley de Barros Lombardi Júnior

Orientador: Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini

11/05

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

Desenvolvimento e Análise de Estratégias de Controle Colaborativo para Cadeiras de Rodas

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

Curso: Engenharia Mecânica
Área de Concentração: Projeto Mecânico

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

Campinas, 2005
S.P. – Brasil

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

L838d

Lombardi Junior, Arley de Barros

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

Orientador: Franco Giuseppe Dedini.

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

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

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

TESE DE DOUTORADO

**Desenvolvimento e Análise de Estratégias de
Controle Colaborativo para Cadeiras de Rodas**

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

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

Prof. Dr. Sérgio Tonini Button
Faculdade de Engenharia Mecânica – UNICAMP

Prof. Dr. Pablo Siqueira Meirelles
Faculdade de Engenharia Mecânica – UNICAMP

Prof. Dr. Gilberto Francisco Martha de Souza
Departamento de Engenharia Mecatrônica Sistemas Mecânicos – USP

Prof. Dr. Oscar Antonio Braunbeck
Faculdade de Engenharia Agrícola – UNICAMP

Campinas, 04 de Novembro 2005

Dedicatória:

Dedico este trabalho a meus avós e a meu pai (*in memoriam*), a minha mãe e a minha irmã.

Agradecimentos

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

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

Ao meu orientador e sua esposa, que me mostraram os caminhos a serem seguidos além de sua preciosa amizade nos momentos de dificuldade.

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

A Capes e a Unicamp pelo apoio financeiro.

*Não bastaria ensinar ao homem uma especialidade,
porque se tornará assim uma máquina utilizável e
não uma personalidade. É necessário que adquira
um sentimento, um senso prático daquilo que vale
a pena se empreendido, daquilo que é belo,
do que é moralmente correto.
(Albert Einstein)*

Resumo

LOMBARDI JUNIOR, Arley de Barros, *Desenvolvimento e Análise de Estratégias de Controle Colaborativo para Cadeiras de Rodas*, Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2005. 249 p. Tese de Doutorado

Esta tese consiste no desenvolvimento de estratégias de controle para o sistema de motorização servo assistido para cadeirantes. O sistema combina as vantagens do sistema de propulsão motorizado como aumento da acessibilidade e mobilidade com as vantagens do sistema manual que é o aumento da capacidade muscular e cardiovascular. Este sistema de motorização atua somente quando a força de propulsão exercida pelo usuário é superior à um determinado limite, o que evita o desenvolvimento de lesão por esforço repetitivo. Metodologicamente foi definido um modelo biomecânico para análise dos esforços do ciclo de propulsão aliado a um modelo dinâmico do sistema para análise e simulação das rotinas de controle propostas. Para geração das estratégias de controle utilizou-se a metodologia de projeto axiomático integrado as estruturas de controle de sistemas multi-agentes, sistemas subsumption e lógica nebulosa. As rotinas foram testadas no modelo dinâmico onde foi possível determinar sua eficiência. Finalizando o processo de concepção do sistema de controle foi construído um programa para simulação do mesmo e um protótipo em escala controlado por este programa. Concluindo o trabalho apresenta o primeiro desenvolvimento de controle para motorização servo-assistida e também a primeira utilização de metodologia de projeto axiomático para desenvolvimento de estratégias de controle.

Palavras Chaves:

Cadeira de rodas, Servo-assistida, Controle, Projeto Axiomático

Abstract

LOMBARDI JUNIOR, Arley de Barros, Development and Analyses of Collaborative Control Strategies for Wheelchair, Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2005. 249 p. Tese de Doutorado

The aim of this dissertation is to develop control strategies for servo-assisted motorization. The system brings the power wheelchair advantages because it increases the accessibility and mobility, but it also brings manual wheelchair advantage that is the opportunity to increase the muscular and cardiovascular capacity. Thus the servo assisted wheelchair is a therapeutic wheelchair which allows the user increases his physical and pulmonary capacity without risk of injury for repetitive effort. The motorization only turns on when the propulsion force applied by the user is higher than a specific value. Methodologically was defined a biomechanical model for analysis of the efforts during the propulsion cycle. This model was associated with a wheelchair dynamic model. The new model allows the analysis and simulation of the control strategies proposed. For control strategies generation it was used methodology axiomatic design integrated with the structures of multi-agents control systems, subsumption systems and fuzzy logic. The strategies had been tested using the dynamic model and it was possible to determine its efficiency. It was developed a program for mathematical simulation and a prototype controlled by this program for testing some results. Concluding the work presents the first development for control of servo assisted motorization and it is the first application of axiomatic design methodology for control strategies development.

Key Words:

Wheelchair, Servo-assisted, Control, Axiomatic design

Índice

LISTA DE FIGURAS.....	iv
LISTA DE TABELAS.....	x
NOMENCLATURA.....	xi
1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 TECNOLOGIA ASSISTIDA E DESENVOLVIMENTO PSICOSSOCIAL DE CRIANÇAS.....	2
1.2 CLASSIFICAÇÃO DE CADEIRAS DE RODAS.....	5
1.3 LESÃO POR ESFORÇOS REPETITIVOS EM USUÁRIOS DE CADEIRAS DE RODAS.....	8
1.4 HISTÓRICO DO DESENVOLVIMENTO DE CADEIRA DE RODAS TERAPÊUTICAS.....	10
1.5 CONSIDERAÇÕES SOBRE O CICLO DE PROPULSÃO DE CADEIRAS DE RODAS MANUAIS.....	13
1.6 CONSIDERAÇÕES SOBRE AS FORÇAS NAS ARTICULAÇÕES DOS MEMBROS SUPERIORES DURANTE A PROPULSÃO DA CADEIRA DE RODAS.....	17
1.7 CONCLUSÕES.....	25
2 ROBÔS MÓVEIS.....	26
2.1 BREVE INTRODUÇÃO HISTÓRICA.....	27
2.2 ESTRUTURA DE UM ROBÔ.....	31
2.3 CARACTERIZAÇÃO DE ROBÔS MÓVEIS AUTÔNOMOS.....	32
2.4 ROBÔS MÓVEIS E SUA POPULARIZAÇÃO.....	33
2.5 APLICAÇÕES DE ROBÔS MÓVEIS.....	35
2.6 CONCLUSÕES.....	38
3 MODELAGEM VEICULAR PLANO XY.....	39
3.1 SISTEMA DE REFERÊNCIA APLICADO SOBRE O VEÍCULO.....	40
3.2 CONSIDERAÇÕES SOBRE AS RODAS.....	42
3.2.1 Rodas Pivotadas.....	43
3.3 ESTABILIDADE DO SISTEMA.....	45

3.3.1	<i>Análise da Sensibilidade Paramétrica da Estabilidade</i>	50
3.4	DIRIGIBILIDADE	53
3.5	ESTUDO DO COMPORTAMENTO DINÂMICO DO SISTEMA	59
3.6	CONCLUSÕES	72
4	ARQUITETURAS E METODOLOGIA PARA O DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE	
	CONTROLE	73
4.1	SISTEMA DE NAVEGAÇÃO	74
4.2	HIERARQUIA DE CONTROLE	76
4.3	ARQUITETURA DE CONTROLE - SUBSUMPTION	78
4.4	SENSORES	81
4.4.1	<i>Visão computacional</i>	82
4.5	SISTEMAS MULTI AGENTES	85
4.5.1	<i>Tipos de agentes</i>	87
4.5.2	<i>Tipos de arquiteturas para controle SMA</i>	87
4.6	LÓGICA FUZZY	90
4.6.1	<i>Lógica Fuzzy e a modelagem do sistema</i>	93
4.7	SISTEMA DE CONTROLE DA CADEIRA DE RODAS	95
4.7.1	<i>Interação Homem-Máquina</i>	98
4.8	METODOLOGIA PARA ESCOLHA DA MELHOR SOLUÇÃO	101
4.8.1	<i>Projeto Axiomático</i>	101
4.9	CONCLUSÕES	108
5	SISTEMA DE CONTROLE	110
5.1	CARACTERÍSTICA GERAL DO SISTEMA	111
5.2	SIMULAÇÃO DA INÉRCIA	112
5.3	O ACIONAMENTO DA MOTORIZAÇÃO SERVO-ASSISTIDA	116
5.4	CONTROLE DA DISPARIDADE SAGITAL	118
5.5	CONTROLE DA VELOCIDADE.....	122
5.5.1	<i>Estratégia de controle</i>	122
5.6	ANÁLISE DOS RESULTADOS	125
5.7	CONCLUSÕES	132
6	APLICAÇÃO DA PESQUISA	133
6.1	FORMAS DE MONTAGEM DO SISTEMA	134
6.2	COMPONENTES DO SISTEMA.....	136
6.3	SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO	138
6.3.1	<i>Motores</i>	140

6.3.2	<i>Calibração dos motores</i>	141
6.3.3	<i>Controlador</i>	143
6.4	PROGRAMA	144
6.5	TESTE COM O PROTÓTIPO.....	151
6.6	CONCLUSÕES	154
7	CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS.....	155
	ANEXO 01	157
	ANEXO 02	161
	ANEXO 03	167
	ANEXO 04	174
	ANEXO 05	184
	ANEXO 06	206
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	222

Lista de Figuras

FIGURA 1.1 CLASSIFICAÇÃO DAS CADEIRAS DE RODAS EM FUNÇÃO DO TIPO DE MOTORIZAÇÃO.	7
FIGURA 1.2 - PORCENTAGEM DE LESÕES EM USUÁRIOS DE CADEIRAS DE RODAS QUE SOFREM DE LER.....	9
FIGURA 1.3 – FOTOS DO SISTEMAS YAMAHA JWII E ALBER E-MOTION RESPECTIVAMENTE.....	10
FIGURA 1.4 – ESQUEMA DA CADEIRA DE RODAS PROPULSIONADA ATRAVÉS DA ELETRO-ESTIMULAÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES (ADAPTADA DE STEIN, ,2003)	12
FIGURA 1.5 - APRESENTAÇÃO DOS 4 DIFERENTES PADRÕES DE PROPULSÃO. SOUZA (A E B), 2000.....	15
FIGURA 1.6 – DEFINIÇÃO DO CICLO DE ACIONAMENTO DE CADEIRA DE RODAS MANUAIS, PERFIL DA FORÇA DE PROPULSÃO E DURAÇÃO DO CICLO	17
FIGURA 1.7 – APRESENTAÇÃO DO EQUAÇÃO DO VÍNCULO CINEMÁTICO DOS MEMBROS SUPERIORES E O ARO DURANTE A PROPULSÃO DA CADEIRA DE RODAS(A) E SUA SIMULAÇÃO EM MATLAB® (B).....	19
FIGURA 1.8 – REPRESENTAÇÃO DOS ESFORÇOS INTERNOS SOBRE OS MEMBROS SUPERIORES.....	21
FIGURA 1.9 – ESFORÇOS INTERNOS ATUANTES SOBRE O OMBRO NA DIREÇÃO LONGITUDINAL.....	22
FIGURA 1.10 – ESFORÇOS INTERNOS ATUANTES SOBRE O OMBRO NA DIREÇÃO TRANSVERSAL	22
FIGURA 1.11 – MOMENTO INTERNO ATUANTE SOBRE O OMBRO.....	22
FIGURA 1.12 – ESFORÇOS INTERNOS ATUANTES SOBRE O COTOVELO NA DIREÇÃO LONGITUDINAL	23
FIGURA 1.13 – ESFORÇOS INTERNOS ATUANTES SOBRE O COTOVELO NA DIREÇÃO TRANSVERSAL.....	23
FIGURA 1.14 – MOMENTO INTERNO ATUANTE SOBRE O COTOVELO	23
FIGURA 1.15 – ESFORÇOS INTERNOS ATUANTES SOBRE O PULSO NA DIREÇÃO LONGITUDINAL	24
FIGURA 1.16 – ESFORÇOS INTERNOS ATUANTES SOBRE O PULSO NA DIREÇÃO TRANSVERSAL.....	24
FIGURA 1.17 – MOMENTO INTERNO ATUANTE SOBRE O PULSO	24
FIGURA 2.1 EXEMPLOS DE ROBÔS MÓVEIS APRESENTADOS NA REVISTA MECATRÔNICA FÁCIL N. 1 E 2.....	33
FIGURA 2.2 ROBÔ JOGADOR DE FUTEBOL DA UFPR SEM A PROTEÇÃO (ADAPTADO DA REVISTA MECATRÔNICA FÁCIL N. 4)	34
FIGURA 2.3 ROBÔS MÓVEIS DA MOVIT, SPIDER E MEDUSA RESPECTIVAMENTE	35
FIGURA 2.4 REPRESENTAÇÃO DO SISTEMA “HOTOMI” ADAPTADA DE KOTANI 1996	36
FIGURA 2.5 FIGURAS ILUSTRATIVAS DO SNAKEBOT NASA ADAPTADO DO SITE DA NASA 2003	37
FIGURA 2.6 ALGUNS ESTÁGIOS DA EVOLUÇÃO DO ROBÔS ASIMO – ADAPTADO DE HONDA.....	37

FIGURA 3.1 – SISTEMAS DE REFERÊNCIA ACOPLADOS AOS SISTEMAS RÍGIDO E FLEXÍVEL DO VEÍCULO (MILLIKEN & MILLIKEN 1995)	41
FIGURA 3.2 – REPRESENTAÇÃO DO SISTEMA DE REFERENCIA SEGUNDO PADRONIZAÇÃO SAE	42
FIGURA 3.3 – REPRESENTAÇÃO DA VIBRAÇÃO AUTO-EXCITADA EM RODAS PIVOTADAS	45
FIGURA 3.4 – GEOMETRIA PARA O VEÍCULO NAS VISTAS SUPERIOR E POSTERIOR.....	48
FIGURA 3.5 - GRÁFICO DE PROBABILIDADE NORMAL (A) $V_{LIMITE 1}$ (B) $V_{LIMITE 2}$	52
FIGURA 3.6 – DIAGRAMA DE CORPO LIVRE PARA A CADEIRA DE RODA EM MOVIMENTO CIRCULAR.	54
FIGURA 3.7 – DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA DINÂMICO E DA MODELAGEM BIOMECÂNICA.....	60
FIGURA 3.8 – COMPORTAMENTO DAS ACELERAÇÕES LONGITUDINAL, TRANSVERSAL E ANGULAR DO SISTEMA.....	62
FIGURA 3.9 – COMPORTAMENTO DAS VELOCIDADE LONGITUDINAL E TRANSVERSAL DO SISTEMA.	63
FIGURA 3.10 – PERCURSO DESCRITO PELO SISTEMA EM FUNÇÃO DAS FORÇAS DE PROPULSÃO.....	64
FIGURA 3.11 – INFLUÊNCIA DA VARIÁVEL T1 DO CICLO DE PROPULSÃO SOBRE A VELOCIDADE.....	65
FIGURA 3.12 – INFLUÊNCIA DA VARIÁVEL T2 DO CICLO DE PROPULSÃO SOBRE A VELOCIDADE.....	66
FIGURA 3.13 – INFLUÊNCIA DA VARIÁVEL T3 DO CICLO DE PROPULSÃO SOBRE A VELOCIDADE.....	66
FIGURA 3.14 - REPRESENTAÇÃO DO COMPORTAMENTO DA VELOCIDADE (A) E DESLOCAMENTO (B) DO SISTEMA COM VARIÇÃO NO INTERVALO DE REPETIÇÃO DOS CICLOS DE PROPULSÃO.....	68
FIGURA 3.15 – COMPORTAMENTO DO SISTEMA QUANDO APLICADO DIFERENÇA FORÇAS DE PROPULSÃO ENTRE AS RODAS.....	69
FIGURA 3.16 – COMPORTAMENTO DO SISTEMA QUANDO DA APLICAÇÃO DE DEFASAGEM NO CICLO DE PROPULSÃO (A) ACELERAÇÃO ANGULAR E VELOCIDADE ANGULAR (B) DESLOCAMENTO	70
FIGURA 3.17 – COMPORTAMENTO DO SISTEMA QUANDO DA APLICAÇÃO DE DISPARIDADE SAGITAL E DEFASAGEM NO CICLO DE PROPULSÃO (A) ACELERAÇÃO ANGULAR E VELOCIDADE ANGULAR (B) DESLOCAMENTO	71
FIGURA 4.1 – REPRESENTAÇÃO DA HIERARQUIA DE CONTROLE DE UM ROBÔ MÓVEL	78
FIGURA 4.2 – COMPARAÇÃO ENTRE ARQUITETURA TRADICIONAL E ARQUITETURA SUBSUMPTION ADAPTADA DE MEDEIROS JR., 2002 E JÁCOBO, 2001.....	80
FIGURA 4.3 – FOTO DA CABEÇA DE VISÃO ATIVA – TRC SITE DE PESQUISA ITA/INPE	84
FIGURA 4.4 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO COMPORTAMENTO DA FUNÇÃO $\mu(x)$ PARA A LÓGICA BOOLEANA (A) E FUZZY (B).....	92
FIGURA 4.5 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DO PROCESSO DE CONTROLE UTILIZANDO LÓGICA FUZZY	93
FIGURA 4.6 – COMPARAÇÃO ENTRE O MODELO TRADICIONAL (A) E O MODELO HEURÍSTICO (B) ADAPTADO DE SHAW & SIMÕES 2001	94
FIGURA 4.7 – DIAGRAMA DE BLOCOS DO CONTROLE DE UMA CADEIRA DE RODAS.....	97
FIGURA 4.8 – REPRESENTAÇÃO DOS QUATRO DOMÍNIOS DO PROJETO	106
FIGURA 4.9 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DE COMO OS DOMÍNIOS ESTÃO CORRELACIONADOS (ADAPTADA DE WERNEMAN & KJELLBERG, 2000).....	107
FIGURA 4.10 – REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA DECOMPOSIÇÃO HIERÁRQUICA DO PROJETO E O ZIG-ZAG ENTRE OS DOMÍNIO DO PROJETO.....	108

FIGURA 5.1 – REPRESENTAÇÃO DO SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO AUTO-TRAVANTE.....	113
FIGURA 5.2 – REPRESENTAÇÃO DO DECAIMENTO DA VELOCIDADE E DO DESLOCAMENTO DA CADEIRA DE RODAS SEM SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO SERVO-ASSISTIDO.	115
FIGURA 5.3 – RESULTADO COMPARATIVO PARA AS ESTRATÉGIAS DE SIMULAÇÃO DE INÉRCIA.....	116
FIGURA 5.4 – RESULTADO COMPARATIVO PARA AS ESTRATÉGIAS DE ACIONAMENTO DOS MOTORES.....	118
FIGURA 5.5 - RESULTADO COMPARATIVO PARA AS ESTRATÉGIAS DE CORREÇÃO DA DISPARIDADE SAGITAL.....	121
FIGURA 5.6 – DIAGRAMA DE BLOCOS PARA CONTROLE DE VELOCIDADE.	123
FIGURA 5.7 – REPRESENTAÇÃO DA VELOCIDADE PARA UM SISTEMA SEM LIMITAÇÃO.....	124
FIGURA 5.8 – REPRESENTAÇÃO DA VELOCIDADE PARA UM SISTEMA COM CONTROLE.....	125
FIGURA 5.9 – ESTRATÉGIA DE CONTROLE COMPLETA.	131
FIGURA 6.1 – REPRESENTAÇÃO DAS POSSÍVEIS FORMAS DE MOTORIZAÇÃO DO SISTEMA.....	134
FIGURA 6.2 – REPRESENTAÇÃO DA MONTAGEM DO SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO NO PROTÓTIPO.....	135
FIGURA 6.3 - DIAGRAMA DE BLOCOS DOS SUBSISTEMAS.....	136
FIGURA 6.4 – DIAGRAMA DE SUBSISTEMA DO PROTÓTIPO.....	137
FIGURA 6.5 – ESQUEMA DE CONSTRUÇÃO DO MÓDULO DE MOTORIZAÇÃO.....	138
FIGURA 6.6 – FOTO DO SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO UTILIZADO NO PROTÓTIPO.....	139
FIGURA 6.7 – FOTO DO SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO E SUA FIXAÇÃO NA CADEIRA DE RODAS.....	139
FIGURA 6.8 – SERVO MOTOR DE ROTAÇÃO.....	140
FIGURA 6.9 – CARACTERÍSTICAS DO SINAL DE CONTROLE PARA O SERVO-MOTOR.....	141
FIGURA 6.10 – CALIBRAÇÃO DOS MOTORES.....	142
FIGURA 6.11 – CONTROLADOR BASICSTEP1.....	143
FIGURA 6.12 – ESQUEMA DE MONTAGEM DA COMUNICAÇÃO ENTRE O BASICSTEP1 E O MICROCOMPUTADOR.....	144
FIGURA 6.13 – TELA DE APRESENTAÇÃO DO PROGRAMA.....	146
FIGURA 6.14 – TELAS DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA (A) VARIÁVEIS GEOMÉTRICAS, (B) CARACTERÍSTICAS DA FORÇA DE PROPULSÃO E (C) INCLINAÇÕES DA PISTA.....	146
FIGURA 6.15 – TELAS DE ANÁLISES DO SISTEMA (A) ESTABILIDADE (B) SIMULAÇÃO DINÂMICA.....	147
FIGURA 6.16 – TELA DE ESCOLHAS DAS ESTRATÉGIAS DE CONTROLE.....	148
FIGURA 6.17 – TELA DE CONTROLE DO PROTÓTIPO.....	149
FIGURA 6.18 – TELA DE DEFINIÇÃO DO MODELO BIOMECÂNICO.....	150
FIGURA 6.19 – TELA DE ANÁLISE BIOMECÂNICA.....	151
FIGURA 6.20 – RESULTADO COMPARATIVO ENTRE SIMULAÇÃO E PROTÓTIPO PARA DESLOCAMENTO EM LINHA RETA.....	152
FIGURA 6.21 – RESULTADO COMPARATIVO ENTRE SIMULAÇÃO E PROTÓTIPO PARA DESLOCAMENTO COM DISPARIDADE SAGITAL DE 10%.....	153
FIGURA A1.1 - DIAGRAMA DE FORÇAS ATUANTES SOBRE A CADEIRA DE RODAS EM UM PLANO COM DUPLA INCLINAÇÃO.....	158
FIGURA A1.2 – REPRESENTAÇÃO DA NUMERAÇÃO DAS RODAS ADOTADA PARA A MODELAGEM.....	158
FIGURA A2.1– REPRESENTAÇÃO DAS BASES MÓVEIS SOLIDÁRIAS AO MEMBROS SUPERIORES.....	162

FIGURA A2. 2 – ESQUEMA PARA DETERMINAÇÃO DA EQUAÇÃO DE VÍNCULO	163
FIGURA A2.3 – DIAGRAMA DE CORPO LIVRE PARA O BRAÇO	165
FIGURA A2.4 – DIAGRAMA DE CORPO LIVRE PARA O ANTE-BRAÇO.....	165
FIGURA A2.5 – DIAGRAMA DE CORPO LIVRE PARA O PUNHO	166
FIGURA A3.1– ESQUEMAS DE FORÇAS ATUANDO SOBRE A RODA.....	167
FIGURA A3.2– REPRESENTAÇÃO DO MODELO SIMPLIFICADO DA BICICLETA	170
FIGURA A3.3– REPRESENTAÇÃO DO RAIO DE CURVATURA DA TRAJETÓRIA (ADAPTADA DE MILLIKEN E MILLIKEN, 1995)	171
FIGURA A3.4 – DECOMPOSIÇÃO VETORIAL DAS VELOCIDADES NAS RODAS E DEFINIÇÃO DOS ÂNGULOS ENVOLVIDOS.	172
FIGURA A4.1 – DIAGRAMA DE BLOCOS DA SUB-ROTINA DE CONTROLE PARA SIMULAÇÃO DA INÉRCIA DO SISTEMA... 175	175
FIGURA A4.2 – REPRESENTAÇÃO DAS FORÇAS FORNECIDA PELO USUÁRIO E PELO SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO (A) E DA FORÇA DE PROPULSÃO TOTAL E O DESLOCAMENTO DO SISTEMA (B)	176
FIGURA A4.3 – REPRESENTAÇÃO DO DESLOCAMENTO DO SISTEMA SEM MOTORIZAÇÃO AUXILIAR PARA INÉRCIA (A) E COM MOTORIZAÇÃO AUXILIAR E PRIMEIRA LÓGICA DE CONTROLE (B), AMBOS EM ACLIVE DE 5°	177
FIGURA A4.4 – DIAGRAMA DE BLOCOS DA SEGUNDA ESTRATÉGIA DE CONTROLE PARA SIMULAÇÃO DE INÉRCIA.....	179
FIGURA A4.5 – REPRESENTAÇÃO DO DESLOCAMENTO DO SISTEMA COM SIMULAÇÃO DE INÉRCIA PARA SEGUNDA LÓGICA DE CONTROLE	180
FIGURA A4.6 – DIAGRAMA DE BLOCOS DA TERCEIRA LÓGICA DE SIMULAÇÃO DE INÉRCIA	181
FIGURA A4.7 – DESLOCAMENTO DO SISTEMA COM SIMULAÇÃO DE INÉRCIA PARA TERCEIRA LÓGICA DE CONTROLE .	182
FIGURA A4.8 – REPRESENTAÇÃO DA VELOCIDADE LONGITUDINAL E TRANSVERSAL DO SISTEMA EM FUNÇÃO DA FORÇA DE PROPULSÃO (A) E COMPARAÇÃO ENTRE A FORÇA DE PROPULSÃO FORNECIDA PELO USUÁRIO PELO E SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO	183
FIGURA A5.1 - DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA DE CONTROLE “ON-OFF” PARA OS MOTORES	185
FIGURA A5.2 – COMPARAÇÃO ENTRE A FORÇA FORNECIDA PELO USUÁRIO E A FORÇA FORNECIDA PELOS MOTORES .	186
FIGURA A5.3 – REPRESENTAÇÃO DO COMPORTAMENTO DA VELOCIDADE (A) E DESLOCAMENTO (B) DO SISTEMA SOBRE INFLUÊNCIA DO CONTROLE “ON-OFF”	186
FIGURA A5.4 – COMPORTAMENTO DO SISTEMA SEM MOTORIZAÇÃO	187
FIGURA A5.5 – SIMULAÇÃO DO SISTEMA COM DISPARIDADE SAGITAL (A) DESLOCAMENTO (B) FORÇA DE PROPULSÃO DO USUÁRIO E DOS MOTORES	188
FIGURA A5.6 – DESLOCAMENTO DO SISTEMA COM DEFASAGEM NA FORÇA DE PROPULSÃO.....	189
FIGURA A5.7 - DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA DE CONTROLE DE ESTÁGIOS PARA OS MOTORES	191
FIGURA A5.8 – COMPARAÇÃO ENTRE A FORÇA FORNECIDA PELO SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO E PELO USUÁRIO DURANTE UM CICLO DE PROPULSÃO (SISTEMA COM ESTÁGIOS).....	191
FIGURA A5.9 – REPRESENTAÇÃO DO COMPORTAMENTO DA VELOCIDADE (A) E DESLOCAMENTO (B) DO SISTEMA SOBRE INFLUÊNCIA DO CONTROLE COM ESTÁGIOS	192

FIGURA A5.10– SIMULAÇÃO DO SISTEMA COM DISPARIDADE SAGITAL (A) E COM DEFASAGEM NA FORÇA DE PROPULSÃO (B)	193
FIGURA A5.11- REPRESENTAÇÃO DO COMPORTAMENTO DA VELOCIDADE (A) E DESLOCAMENTO (B) DO SISTEMA SOBRE INFLUÊNCIA DO CONTROLE COM ESTÁGIOS QUANDO DA VARIAÇÃO DO INTERVALO DE REPETIÇÃO DOS CICLOS .	194
FIGURA A5.12 – DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA DE CONTROLE DE ESTÁGIOS PARA OS MOTORES E COMPENSAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE PROPULSÃO.....	196
FIGURA A5.13 – DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA PARA COMPENSAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE PROPULSÃO	197
FIGURA A5.14 – COMPORTAMENTO DA FORÇA DE PROPULSÃO DO USUÁRIO E DA FORÇA DE ATUAÇÃO DOS MOTORES	198
FIGURA A5.15– REPRESENTAÇÃO DO COMPORTAMENTO DA VELOCIDADE (A) E DESLOCAMENTO (B) DO SISTEMA SOBRE INFLUÊNCIA DO CONTROLE COM ESTÁGIOS COMPENSAÇÃO DA FREQUÊNCIA DE PROPULSÃO	199
FIGURA A5.16 – REPRESENTAÇÃO DAS FUNÇÕES DE FUZIFICAÇÃO (A) E DESFUZIFICAÇÃO (B) RESPECTIVAMENTE PARA A FORÇA FORNECIDA PELO USUÁRIO E PARA A FORÇA FORNECIDA PELOS MOTORES	201
FIGURA A5.17– REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA SUPERFÍCIE DE CONTROLE (A) E DAS REGRAS DE CONTROLE (B) PERTINENTE À TABELA A5.1	201
FIGURA A5.18– REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA SUPERFÍCIE DE CONTROLE (A) E DAS REGRAS DE CONTROLE (B) PERTINENTE À TABELA A5.2.....	203
FIGURA A5.19 – COMPARAÇÃO ENTRE A FORÇA FORNECIDA PELO SISTEMA DE MOTORIZAÇÃO E PELO USUÁRIO DURANTE UM CICLO DE PROPULSÃO (CONTROLE VIA LÓGICA FUZZY)	204
FIGURA A5.20 – DESLOCAMENTO DO SISTEMA COM CONTROLE FUZZY.	204
FIGURA A5.21 – DESLOCAMENTO DO SISTEMA COM CONTROLE FUZZY COM DISPARIDADE SAGITAL.....	204
FIGURA A5.22 – DESLOCAMENTO DO SISTEMA COM CONTROLE FUZZY COM VARIAÇÃO DO INTERVALO ENTRE REPETIÇÕES DO CICLO DE PROPULSÃO.....	205
FIGURA A5.23 – DESLOCAMENTO DO SISTEMA COM CONTROLE FUZZY COM DEFASAGEM NA FORÇA DE PROPULSÃO.	205
FIGURA A6.1– DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA DE CONTROLE PARA CORREÇÃO DA DISPARIDADE SAGITAL.....	208
FIGURA A6.2– COMPORTAMENTO DA FORÇAS FORNECIDAS PELO USUÁRIO E PELOS MOTORES (A) E DESLOCAMENTO DO SISTEMA (B), COM DISPARIDADE DE 10%.....	209
FIGURA A6.3– COMPORTAMENTO DA FORÇAS FORNECIDAS PELO USUÁRIO E PELOS MOTORES (A) E DESLOCAMENTO DO SISTEMA (B), COM DISPARIDADE DE 30%.....	209
FIGURA A6.4– COMPORTAMENTO DA FORÇAS FORNECIDAS PELO USUÁRIO E PELOS MOTORES (A) E DESLOCAMENTO DO SISTEMA (B), COM DISPARIDADE DE 20% DO LADO ESQUERDO E -15% DO LADO DIREITO.....	210
FIGURA A6.5 – COMPORTAMENTO DA FORÇAS FORNECIDAS PELO USUÁRIO E PELOS MOTORES (A) E DESLOCAMENTO DO SISTEMA (B), SEM DISPARIDADE E COM DEFASAGEM NO CICLO DE PROPULSÃO DE 0.5 s.....	211
FIGURA A6.6– COMPORTAMENTO DA FORÇAS FORNECIDAS PELO USUÁRIO E PELOS MOTORES (A) E DESLOCAMENTO DO SISTEMA (B), COM DISPARIDADE DE 10% DO LADO ESQUERDO DEFASAGEM NO CICLO DE PROPULSÃO DE 0.5 s..	212
FIGURA A6.7- DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA DE CONTROLE PARA A SEGUNDA LÓGICA DE CORREÇÃO DA DISPARIDADE SAGITAL	213

FIGURA A6.8– COMPORTAMENTO DA FORÇAS FORNECIDAS PELO USUÁRIO E PELOS MOTORES (A) E DESLOCAMENTO DO SISTEMA (B), COM DISPARIDADE DE 30%, PARA A SEGUNDA LÓGICA DE CONTROLE DE DISPARIDADE SAGITAL..	214
FIGURA A6.9– COMPORTAMENTO DA FORÇAS FORNECIDAS PELO USUÁRIO E PELOS MOTORES (A) E DESLOCAMENTO DO SISTEMA (B), COM DISPARIDADE DE 20% DO LADO ESQUERDO E -15% DO LADO DIREITO.....	215
FIGURA A6.10– REPRESENTAÇÃO DAS FUNÇÕES DE FUZIFICAÇÃO E DESFUZIFICAÇÃO PARA O SISTEMA DE CONTROLE DE DISPARIDADE SAGITAL	217
FIGURA A6.11- REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DAS REGRAS DE CONTROLE E DAS SUPERFÍCIES DE CONTROLE PERTINENTE À TABELA A6.1	218
FIGURA A6.12– COMPORTAMENTO DA FORÇAS FORNECIDAS PELO USUÁRIO E PELOS MOTORES (A) E DESLOCAMENTO DO SISTEMA (B), COM DISPARIDADE DE 10%, PARA O SISTEMA DE CONTROLE COM LÓGICA FUZZY	219
FIGURA A6.13– COMPORTAMENTO DA FORÇAS FORNECIDAS PELO USUÁRIO E PELOS MOTORES (A) E DESLOCAMENTO DO SISTEMA (B), COM DISPARIDADE DE 10%, PARA O SISTEMA DE CONTROLE COM LÓGICA FUZZY ALTERADA..	220
FIGURA A6.14 – DESLOCAMENTO DO SISTEMA (A) PARA UMA DISPARIDADE DE 30% LADO ESQUERDO E (B) PARA UMA DISPARIDADE DE 20% DO LADO ESQUERDO E -15% DO LADO DIREITO PARA O SISTEMA DE CONTROLE COM LÓGICA FUZZY ALTERADA	221

Lista de Tabelas

TABELA 3.1 – VALORES LIMITES DA SIMULAÇÃO PARA A VELOCIDADE E INCLINAÇÃO DE PISTAS DO SISTEMA.....	47
TABELA 3.2 – DADOS DE ENTRADA E RESPOSTA PARA ANÁLISE DE SENSIBILIDADE PARAMÉTRICA	51
TABELA 3.3 – DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS GEOMÉTRICAS DO SISTEMA	61
TABELA 5.1 – COMPARAÇÃO DAS ESTRATÉGIA DE CONTROLE PARA SIMULAÇÃO DA INÉRCIA	126
TABELA 5.2 – COMPARAÇÃO DAS ESTRATÉGIAS DE CONTROLE PARA ACIONAMENTO DOS MOTORES	127
TABELA 5.3 - COMPARAÇÃO DAS ESTRATÉGIA DE CONTROLE PARA CONTROLE DA DISPARIDADE SAGITAL	128
TABELA 6.1 – VALORES DE ROTAÇÃO DOS MOTORES EM FUNÇÃO DA LARGURA DO PULSO.....	142
TABELA A2.1– DEFINIÇÃO DE ALGUNS DOS SÍMBOLOS UTILIZADOS NA MODELAGEM DE NEWTON-EULER-JOURDAN	164
TABELA A5.1– REPRESENTAÇÃO DA LÓGICA DE CONTROLE FUZZY	202
TABELA A5.2– REPRESENTAÇÃO DA LÓGICA DE CONTROLE FUZZY ALTERADA.....	202
TABELA A6.1 – REPRESENTAÇÃO DA LÓGICA DE CONTROLE FUZZY PARA CONTROLE DA DISPARIDADE SAGITAL	217
TABELA A6.2– REPRESENTAÇÃO DA LÓGICA DE CONTROLE FUZZY PARA CONTROLE DA DISPARIDADE SAGITAL	220

Nomenclatura

Letras Latinas

\dot{V}_x	Aceleração longitudinal do sistema	[m/s ²]
\dot{V}_y	Aceleração transversal do sistema	[m/s ²]
$\dot{\omega}_z$	Aceleração da rotação do sistema em relação ao eixo Z	[rad/s ²]
A	Constante para cálculo da rigidez ao escorregamento da roda	-
a_x	Aceleração longitudinal do sistema	[m/s ²]
b	Largura da cadeira de rodas	[m]
B	Constante para cálculo da rigidez ao escorregamento da roda	-
B	Fator de rigidez	-
B1	Sistema de coordenada móvel (solidário ao ante-braço)	-
$b_{1ab_{cg}}$	Aceleração do CG do braço na base móvel B1	[m/s ²]
B2	Sistema de coordenada móvel (solidário ao punho)	-
$b_{2ab_{cg}}$	Aceleração do CG do ante-braço na base móvel B2	[m/s ²]
$b_{3ap_{cg}}$	Aceleração do CG do pulso na base móvel B3	[m/s ²]
C	Fator de forma	-
C_ψ	Rigidez ao escorregamento da roda	-
ca	Comprimento do ante-braço	[m]
cb	Comprimento do braço	[m]
C_n	Carga normal à roda	[N]
D	Fator de pico	-

da	Diâmetro do ante-braço	[m]
db	Diâmetro do braço	[m]
dispa	Disparidade sagital	[-]
dp	Diâmetro do pulso	[m]
E	Fator de curvatura	-
Fat _i	Força de atrito lateral do sistema	
fator	Fator de disparidade sagital	-
Fbx	Força atuante sobre o cotovelo na direção longitudinal (definida no eixo X2)	[N]
Fby	Força atuante sobre o cotovelo na direção transversal (definida no eixo Y2)	[N]
Flat	Força lateral atuando sobre o sistema	[N]
Flong	Força longitudinal atuando sobre o sistema	[N]
F _{mão}	Força exercida pela mão do usuário durante a propulsão	[N]
Fmax	Força máxima capaz de ser exercida pelo usuário	[N]
Fmaxm	Força máxima a ser fornecida pelos motores	[N]
Fox	Força atuante sobre o ombro na direção longitudinal (definida no eixo X1)	[N]
Foy	Força atuante sobre o ombro na direção transversal (definida no eixo Y2)	[N]
Fpx	Força atuante sobre o pulso na direção longitudinal (definida no eixo X3)	[N]
Fpy	Força atuante sobre o pulso na direção transversal (definida no eixo Y3)	[N]
Fx	Força longitudinal na roda	[N]
Fy	Força de reação transversal na roda	[N]
Fy _i ^{esc}	Força de escorregamento lateral do sistema	[N]
g	Aceleração da gravidade	[m/s ²]
h	Altura do centro de gravidade do sistema	[m]
I	Sistema de coordenadas inercial	-
Izz	Momento de inércia do sistema	[kg*m ²]
Izza	Momento de inércia do ante-braço	[kg*m ²]
Izzb	Momento de inércia do braço	[kg*m ²]
Izzp	Momento de inércia do pulso	[kg*m ²]
L	Comprimento entre eixos da cadeira de rodas	[m]
l1	Distância entre o eixo dianteiro e o centro de gravidade do sistema	[m]
l2	Distância entre o eixo traseiro e o centro de gravidade do sistema	[m]

m	Massa do sistema (cadeira de rodas + usuário)	[Kg]
m_a	Massa do ante-braço	[kg]
m_b	Massa do braço	[kg]
M_b	Momento atuante sobre o cotovelo	[N.m]
m_{cr}	Massa do usuário	[kg]
M_o	Momento atuante sobre o ombro	[N.m]
m_p	Massa do pulso	[kg]
M_p	Momento atuante sobre o pulso	[N.m]
m_{wh}	Massa da cadeira de rodas	[kg]
P_3	Potência fornecida à roda esquerda	[W]
P_4	Potência fornecida à roda direita	[W]
R	Raio de curvatura do veículo	[m]
r^*	Distância entre o pulso e o centro da roda	[m]
r_{aro}	Raio do aro de acionamento da cadeira de rodas	[m]
$Reac$	Somatória das forças de reação ao movimento	[N]
R_{ET}	Distância do centro de gravidade até o eixo de tombamento	[m]
R_f	Força de resistência ao rolamento nas rodas dianteiras	[N]
R_t	Força de resistência ao rolamento nas rodas traseiras	[N]
r_{roda}	Raio da roda motora da cadeira de rodas	[m]
R_t	Força de resistência ao rolamento nas rodas traseiras	[N]
S_h	Deslocamento horizontal	-
S_w	Deslocamento vertical	-
T_1	Tempo necessário de crescimento contínuo da força de propulsão	[s]
T_2	Tempo onde a força de propulsão é constante	[s]
T_3	Tempo de retorno da mão ao ponto inicial do ciclo	[s]
T_{ref}	Tempo padrão para o intervalo entre as repetições	[s]
u	Direção longitudinal	-
v	Direção transversal	-
V_f	Velocidade das rodas dianteiras	[m/s]
V_t	Velocidade das rodas traseiras	[m/s]
V_x	Velocidade do veículo na direção longitudinal	[m/s]

V_x	Velocidade longitudinal do sistema	[m/s]
V_y	Velocidade do veículo na direção transversal	[m/s]
W	Peso do sistema (Cadeira de rodas + Usuário)	[N]
W_x	Componente do peso do sistema na direção X	[N]
W_y	Componente do peso do sistema na direção Y	[N]
W_z	Componente do peso do sistema na direção Z	[N]
X	Ângulo de deslizamento ou o escorregamento	[rad]
$Y(x)$	Força de curvatura, toque alinhante ou esforço de frenagem	[N]
Y_o	Distância do centro da roda até o ombro do usuário da cadeira de rodas	[m]

Letras Gregas

φ	Ângulo de rotação em torno do eixo Y do sistema móvel.	[rad]
γ	Ângulo de rotação em torno do eixo X do sistema móvel.	[rad]
α	Rotação dos membros superiores (ombro, cotovelo e pulso) em torno do eixo Z do sistema móvel.	[rad]
θ	Ângulo de acionamento da roda da cadeira de rodas	[rad]
μ	Coefficiente de resistência ao rolamento	-
ψ	Ângulo de escorregamento	[rad]
β	Ângulo de escorregamento lateral do veículo	[rad]
δ	Ângulo de esterçamento das rodas	[rad]
ω_z	Velocidade de rotação do veículo em relação ao eixo Z	[rad/s]
μ_{lat}	Coefficiente de atrito lateral do sistema	-
$\mu(x)$	Função de pertinência	-
$? F_{reação}$	Somatório das forças de reação ao movimento	[N]
$? F_{propulsão}$	Somatório das forças de propulsão	[N]

Superescritos

T	Matriz transposta
---	-------------------

Subscritos

i	Índice dos membros superiores (braço, antebraço, punho)
I	Sistema de coordenadas inercial
B1	Sistema de coordenada móvel (solidário ao ante-braço)
B2	Sistema de coordenada móvel (solidário ao punho)
a	Ante-braço
b	Braço
p	Punho
t	Rodas traseiras
f	Rodas dianteiras
1	Roda dianteira lado esquerdo
2	Roda dianteira lado direito
3	Roda traseira lado esquerdo
4	Roda traseira lado direito

Abreviações

ASIMO	Advanced Step in Innovative Mobilitie
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CA	Função domínio do cliente
CG	Centro de gravidade do sistema
CG	Centro de Gravidade do sistema
CPU	Unidade Central de Processamento
DP	Função domínio físico
ECI	Encefalopatia Crônica Infantil
ET	Eixo de tombamento
FR	Função domínio funcional
IAD	Inteligência Artificial Distribuída
INPI	Instituto Nacional da Propriedade Industrial
LD	Lado direito
LE	Lado esquerdo

LER	Lesão por esforço repetitivo
MWU	Manual Wheelchair User (Usuário de cadeira de rodas manual)
PAPAW	pushrim activated power assisted wheelchair (cadeira de rodas com aro de potência assistida)
PID	Controle Proporcional Integral e Derivativo
PV	Função domínio do processo
RDP	Resolução Distribuída de Problemas
SMA	Sistemas Multi-Agentes

Siglas

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
MIT	Massachusetts Institute of Technology
NASA	National Aeronautic and Space Administration
UFPR	Universidade federal do Paraná
USP	Universidade estadual de São Paulo

Capítulo 1.

1 Introdução

O desenvolvimento desta tese baseia-se da hipótese e desenvolvimento de um sistema de motorização que permita ao usuário subir um aclave da mesma forma como se estivesse no plano isso permitirá que o mesmo aumente sua mobilidade e diminua o risco de desenvolver lesões por esforços repetitivos. Portanto o objetivo é o desenvolvimento e testes de estratégias de controle para o este sistema de motorização

Estudos têm mostrado que usuários de cadeiras de rodas manuais têm uma tendência muito grande de desenvolver lesões por esforços repetitivos (LER) nos membros superiores, que ocorrendo na infância podem limitar ainda mais o desenvolvimento psicossocial da criança.

Para minimizar este problema surge o conceito de cadeira de rodas servo-assitida, que consiste de uma cadeira de rodas motorizada onde os motores só são acionados quando, durante a propulsão, os esforços para transpor obstáculos são superiores aos limites de conforto e segurança do usuário.

Desta forma, os objetivos deste capítulo são apresentar a tendência do mercado no desenvolvimento de cadeiras de rodas de uso terapêutico, mostrar a importância do sistema de motorização servo-assistido e também determinar as condições básicas do ciclo de propulsão de uma cadeira de rodas manual. Situando a tese dentro dos desenvolvimentos mundiais que visam à redução dos esforços de propulsão de cadeira de rodas, buscando uma melhor interação

psicossocial e também o aumento da mobilidade dos usuários. Além de mostrar as principais diferenças entre os sistemas convencionais de cadeira de rodas, a saber: motorizadas e manuais e o novo conceito que é o sistema de motorização servo-assistido.

Estes elementos servirão para o desenvolvimento de estratégias de controle do sistema de motorização para que potencializem o caráter terapêutico e preventivo, no caso de LER, de uma cadeira de rodas servo-assistida.

1.1 Tecnologia Assistida e Desenvolvimento Psicossocial de Crianças

Cadeiras de rodas são atualmente a única solução (ou pelo menos a mais acessível tanto em termos de custos como em termos de tecnologia) disponível para o problema de mobilidade, porém ainda não colaboram para que seu usuário tenha condições e oportunidades iguais a pessoas não dependentes de cadeiras de rodas.

Como pode ser observado existe atualmente uma grande variedade de cadeiras de rodas disponíveis no mercado e engana-se quem acredita que são todas iguais, pois variam em qualidade e desempenho, sendo importante prestar atenção na prescrição do melhor tipo para determinado paciente.

Fitzgerald et al., 2001, afirma que não só o conforto e a mobilidade do paciente precisam ser levados em consideração, mas também a qualidade da cadeira de rodas é importante e por fim leva à necessidade de reparos mínimos.

Para pessoas em condição de deficiência física a necessidade de oportunidades iguais corresponde à acessibilidade e mobilidade independentes. As necessidades mais óbvias de emprego e educação têm agora, em parte, sido amenizadas por legislação que governa construção acessível e transporte voltado a estas pessoas. Mas outras oportunidades de natureza menos óbvia permaneceram negligenciadas e inacessíveis (citam-se entre elas a capacidade de interação social e independência).(Lombardi Jr., 2002, Lombardi Jr. & Dedini, 2004)

Uma definição muito coerente sobre a vida independente é dada por Browning et al., 1996, onde o autor define como vida independente e saudável, não somente aquela onde as necessidades físicas, mas também psicológicas e espirituais do ser humano são saciadas. Em outras palavras uma vida independente também esta baseada na capacidade do usuário em interagir com outras pessoas de forma independente.

Controlar o território é um fator muito importante em interações sociais como foi constado por Browning et al. 1996, Verbug et al. 1984, Butler 2000 e 1984 e Paulsson & Christofferaen 1984, Di Marco et al., 2003, onde fica explícito que aqueles que controlam território freqüentemente controlam as relações interpessoais. Para reuniões de cunho pessoal ou empresarial funcionarem bem, deve haver um senso de igualdade, uma reciprocidade social, ou seja, a pessoa não deve se sentir diminuída por seus convidados ou anfitriões.

O usuário de uma determinada tecnologia assistiva, seja ela uma cadeira de rodas ou um outro tipo de órtese ou mesmo prótese, não deseja somente controlar objetos ou mesmo seu movimento dentro de ambientes estruturados, como, por exemplo, sua residência comumente adaptada para sua comodidade, mas também controlar e movimentar-se em ambientes não estruturados, como ruas, casa de parentes e amigos, ou qualquer evento social. (Driessen et al., 2001)

Quando o objetivo do estudo refere-se à criança a reabilitação tradicional de crianças com deficiência física tem sido fundamentada em aspectos médicos e técnicos da deficiência em si, sendo que os primeiros são considerados mais importantes, levando por vezes a negligenciar partes do desenvolvimento da criança, talvez devido à existência de um comodismo ou mesmo um preconceito por mudanças de hábito ou conceitos já estabelecidos por parte dos médicos. Muitos estudos têm provado que nem sempre os tratamentos aceitos pela maioria dos médicos são os mais adequados e eficazes. (Lombardi Jr., 2002)

A meta global era, e ainda é, reduzir ou compensar a limitação física da criança pelo treinamento operações e/ou equipamentos técnicos. Muito freqüentemente esquece-se que a

criança em situação de deficiência física é antes de tudo uma criança com as mesmas necessidades e vontades das outras. (Butler, 2000, Paulsson & Christofferaen, 1984)

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

Crianças em condição de deficiência, que têm a oportunidade de utilizar qualquer tipo de tecnologia assistiva de mobilidade, têm seu desenvolvimento acelerado com melhoras significativas quanto à interação interpessoal, desenvolvimento psicológico e afetivo, maturidade e desenvolvimento de habilidades com iniciativa e independência como pode ser constatado em trabalhos como Verbug, 1984; Butler, 1984; Paulsson & Christofferaen, 1984; Schiaffino & Laux, 1986, que utilizaram cadeiras de rodas motorizadas e avaliaram através de testes e entrevistas com pais e responsáveis o desenvolvimento global das crianças utilizadas nos estudos.

Com o crescimento da população idosa e devido ao grande número de pessoas com dificuldades motoras no mundo, trabalhos que visam o estudo de cadeira de rodas e outros modos de mobilidade assistida tiveram grande incentivo nos últimos anos. Pois, mantidas as proporções a influencia na perda de mobilidade de pessoas idosas é a mesma que em crianças, pois perdem a autonomia e com isso sua interação social, como contato com amigos e parentes, levando a problemas psicológicos que podem piorar sua atual situação. (Kuno & Nakamura, 2003; Mazo et al., 2000, Prassler et al., 1999, Dario et al., 1996)

Com a utilização de um equipamento de auxílio à mobilidade, no caso cadeira de rodas seja ou não motorizada, a criança desenvolve a capacidade de afastar/aproximar-se quando quer e de quem quer sendo uma nova experiência para a criança, pois até então ela permanecia sentada em casa esperando a iniciativa dos outros para o contato. Este fato também é importante para adultos que aumentam sua capacidade de interação social.

1.2 Classificação de Cadeiras de Rodas

Primeiramente deve-se entender que uma cadeira de rodas é uma órtese, ou seja, entende-se como um mecanismo externo que fornece estabilização, imobilização ou substituição de uma função perdida, e no caso de uma cadeira de rodas, devidamente ajustada, estabiliza a espinha e substitui a fraqueza da musculatura do tronco durante a condição parada, além de fornecer um modo de substituir a perda de mobilidade devido aos membros inferiores. (Hastings et al., 2003)

Cadeiras de rodas têm se desenvolvido embora, ainda de forma bastante limitada, dentro de dois grandes grupos: cadeiras de rodas manuais e motorizadas, já comercialmente disponível ao mercado consumidor, porém desde o trabalho de Lombardi Jr, 2002, um novo conceito de motorização vem sendo desenvolvido, denominado sistema de motorização servo-assistido.

As cadeiras de rodas manuais representam a grande maioria das cadeiras de rodas comercializadas atualmente, principalmente porque seu custo é mais acessível, a característica deste grupo é que o usuário é totalmente responsável pela propulsão da cadeira de rodas, ou seja, é responsável por toda a força propulsora. Este tipo de cadeira de rodas apresenta como vantagem a possibilidade de desenvolvimento da musculatura dos membros superiores, a autonomia independente de fonte de energia, e como desvantagem a possibilidade de desenvolver LER nos membros superiores.

Para alguns pesquisadores, cita-se como exemplo, O'Connor et al. 2001, mesmo usuários de cadeira de rodas manuais, podem desenvolver problemas cardiovasculares, mesmo realizando exercícios, quando propulsionam suas cadeiras, este aparente sedentarismo deve-se a comparações entre as atividades desenvolvidas antes e após a dependência de uma cadeira de rodas para sua mobilidade.

Nas cadeiras de rodas motorizadas, de custo muito mais elevado que as manuais a movimentação é totalmente dependente dos motores, ou seja, o usuário não realiza nenhum esforço físico para movimentar-se, em geral o controle é realizado através de joystick, ou quando há necessidade através de controle por voz, ou tecnologias mais avançadas. Como vantagem

pode-se citar o pouco ou nenhum esforço para impulsionar a cadeira de rodas, o que permite que pessoas com severas restrições de esforços possam se locomover e também a prevenção de ocorrência de LER nos membros superiores, porém traz como principal desvantagem, baseado em Stein et al., 2003 e Cooper e Boninger, 1999, Duran et al., 2001 a falta de desenvolvimento da musculatura dos membros superiores e em casos mais graves o atrofia dos membros, perda da capacidade pulmonar, deformidades posturais, riscos de doenças coronarianas dentre outras doenças causadas pelo sedentarismo decorrente da falta de mobilidade.

Pacientes com problemas motores, principalmente por lesão medular, desenvolvem alterações no seu sistema sensitivo e motor, isto no plano físico, porém psicologicamente pode levar a depressão e conseqüentemente retardo na reabilitação reduzindo a qualidade de vida se comparado com a população em geral. (Duran et al., 2001)

Segundo Duran, 2001, ficou comprovado que os exercícios físicos além de diminuir as chances dos pacientes de desenvolverem doenças ligadas ao sedentarismo suas habilidades motoras também mostraram um desenvolvimento positivo.

Cadeiras de rodas motorizadas têm seu aconselhamento restrito quanto ao uso por crianças, mesmo sabendo-se que um aumento na mobilidade das crianças trará grandes benefícios ao seu desenvolvimento psicossocial, devido principalmente aos seguintes fatores:

- As crianças tornar-se-ão preguiçosas e desmotivadas para fazerem seu treinamento físico;
- Existem muitos riscos de acidentes;
- Crianças muito novas não conseguiriam dirigir um veículo motorizado de forma correta;
- A cadeira motorizada é vista muitas vezes como um brinquedo, e seu custo é bastante elevado. (Lombardi Jr., 2002)

Segundo Cooper et al., 2003, nos últimos 20 anos houve um grande desenvolvimento em cadeira de rodas e recentemente o principal objetivo de estudo é o aumento do conforto durante a movimentação da mesma, podendo citar, conforto vibracional, esforço de propulsão, conforto ergonômico, mas também outro item levado em consideração é a redução do risco do usuário em

desenvolver lesões secundárias, podendo citar, LER, alterações posturais permanentes, mobilidade reduzida devido à dor e interação social deficiente.

O conceito de cadeira de rodas servo-assistida é um conceito novo e visa à integração das vantagens presentes nos dois sistemas mais comuns de propulsão, que são o desenvolvimento da musculatura dos membros superiores e ao mesmo tempo da capacidade torácica do usuário e o aumento da mobilidade, e evitar que as desvantagens ocorram, ou seja, sem risco de LER, ou mesmo de atrofia muscular.

Um fato que corrobora com a idéia do desenvolvimento da musculatura dos membros superiores para usuários de cadeira de rodas pode ser observado no trabalho de de Groot, 2003, que realizou seções de treinamento para usuários sem prévia experiência com cadeira de rodas, e com poucas semanas de treinamento obtiveram ganhos significativos na eficiência mecânica da propulsão manual do sistema além diminuição do número de ciclos e da capacidade muscular superior.

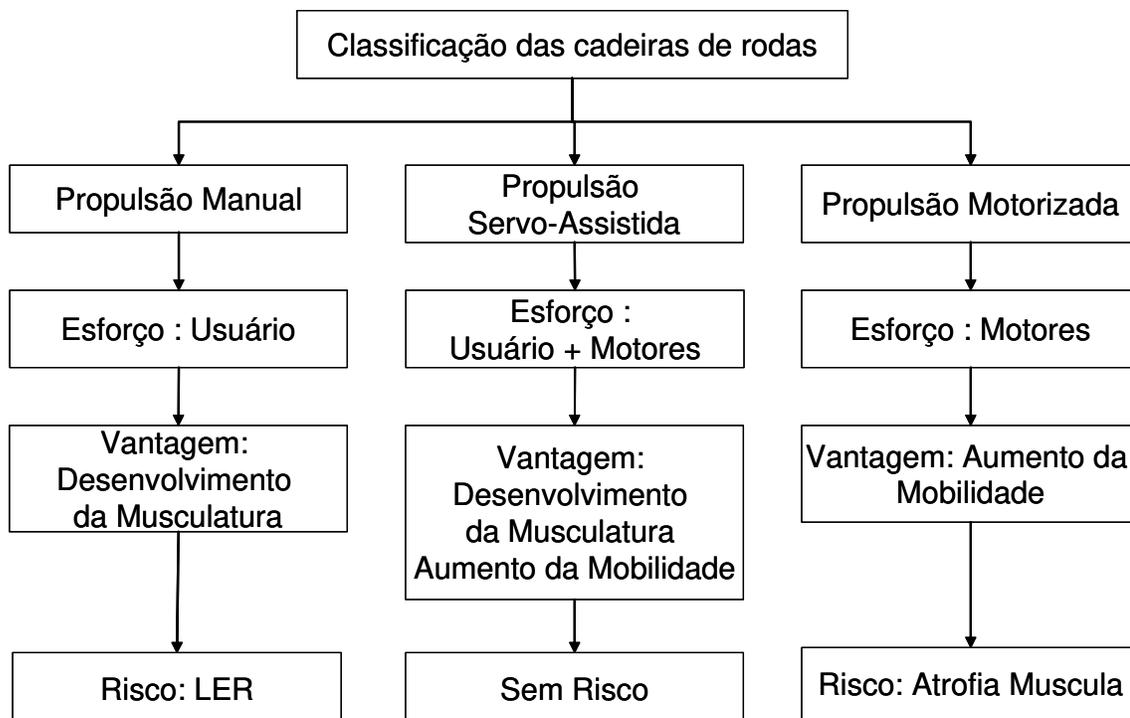


figura 1.1 Classificação das Cadeiras de Rodas em função do tipo de motorização.

A figura 1.1, mostra os três tipos de sistemas de propulsão mencionados nesta seção com suas principais características.

Cadeiras de rodas servo assistidas têm como idéia fundamental o fato dos motores só serem acionados quando o esforço sobre o aro de propulsão da cadeira de rodas exceder um valor pré-determinado, desta forma os motores só exerceriam um parcela do esforço total necessário para a propulsão da cadeira de rodas, podendo assim ter menor potência e aumentar a autonomia das baterias.

Por outro lado os obstáculos que são de difícil transposição por parte do usuário tornar-se-iam mais fáceis de transpor devido ao auxílio dos motores presentes na cadeira de rodas, sem que haja a percepção por parte do usuário que estão agindo, dando a impressão que o estão transpondo por seu próprio mérito e no tocante a criança isso aumenta sua auto-estima.

1.3 Lesão por esforços repetitivos em usuários de cadeiras de rodas

Indivíduos com disfunções na extremidade inferior devem confiar extensivamente em seus ombros enquanto executam muitas de suas atividade diárias: propulsão de cadeiras de rodas, transferências e levantamento sobre a cabeça. O uso excessivo dos ombros, articulação mais móvel e também a mais instável do corpo humano e onde a incidência de lesões é maior pode levar a dores crônicas, degeneração das articulações e injúrias e conseqüentemente à LER, sendo que quanto maior o tempo de uso e maior o nível de atividade maior a tendência disto acontecer. (Guo et al., 2003; Stein et al., 2003, Wei et al., 2003, Veeger et al., 2002, van der Woude et al. (2001, 2003), Arva et al., 2001; Koontz et al., 2000; Cooper, 1998, Cooper e Boninger, 1999).

É claro que para a propulsão de uma cadeira de rodas manual, somente a força na direção tangencial ao aro de propulsão que contribui para o movimento, contudo existem outras componentes não tangenciais que aumentam os esforços, levando ao maior consumo energético e conseqüentemente a uma menor eficiência na propulsão o que justifica a ocorrência de LER em seus usuários. (Rozendaal et al., 2003; Rozendaal e Veeger, 2000)

Embora o ombro seja a parte do corpo que sofre as principais lesões musculoesqueléticas, estas também podem ocorrer no cotovelo, pulso e mão do usuário.

As lesões também ocorrem mais frequentemente quando o indivíduo tende a movimentar-se com maior velocidade, pois além do aumento das forças atuantes sobre o ombro (músculos e tecidos) a frequência também é aumentada levando à fadiga em um tempo muito mais curto. Mais da metade dos usuários de cadeiras de rodas manuais (MWU – Manual Wheelchair Users) sentem dores/injúrias nos ombros mesmo após períodos relativamente curtos de uso da cadeira de rodas. (Veeger et al., 2002, Kulig et al., 2001; Koontz et al., 2000, Collins, 2000)

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

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

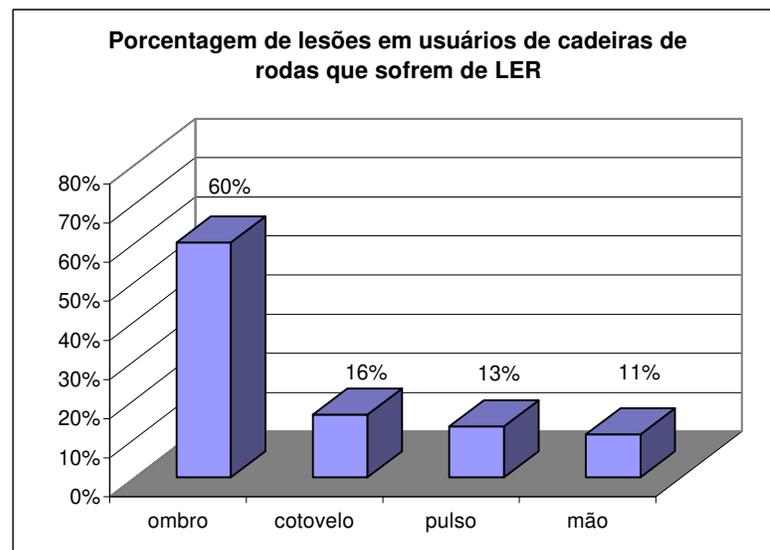


figura 1.2 - Porcentagem de lesões em usuários de cadeiras de rodas que sofrem de LER

Visando evitar a LER em usuários de cadeiras de rodas, tem-se buscado através de pesquisas a diminuição da demanda energética necessária para a movimentação da cadeira de

rodas, ou em outras palavras, visando aumentar a eficiência da propulsão, para tanto variáveis fisiológicas são medidas (como eletromiografia, consumo de oxigênio, etc), e quanto menor a demanda fisiológica mais tarde o usuário sofrerá fadiga dos músculos, permitindo que o mesmo percorra maiores distâncias, com maiores velocidades e em terrenos mais variados.(Lombardi Jr., 2002, Lombardi Jr. & Dedini, 2001, Lombardi Jr. & Dedini, 2005)

1.4 Histórico do desenvolvimento de Cadeira de rodas terapêuticas

Considera-se uma cadeira de rodas terapêutica quando aliada à função de locomoção, função primária do sistema existe uma função secundária que visa o desenvolvimento muscular ou cadio-pulmonar do paciente.

Quando se iniciou este trabalho não havia no mercado nenhuma cadeira de rodas terapêuticas, somente recentemente (2000) duas empresas começaram a pesquisar sobre este tipo de cadeira de rodas a Yamaha com seu modelo JWII e a Alber com o E-motion, que chamaram de “pushrim activated power assisted wheelchair” (PAPAW).

Os dois sistemas (JWII e E-motion) consistem de duas rodas contendo todas as funções de motorização incluindo as baterias, o que como sugerido neste trabalho permite a sua montagem em qualquer cadeira de rodas manual. O desenvolvimento destes produtos apenas reforça a importância deste trabalho que visa a concepção de produtos que venham ao encontro das necessidades do usuário.

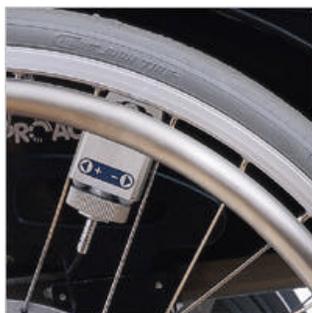


Figura 1.3 – Fotos do sistemas Yamaha JWII e Alber E-motion respectivamente

A Figura 1.3, mostra os dois sistemas que são equivalentes e visam ativar o sistema de motorização quando os aros propulsores são acionados, fator que os diferencia do sistema proposto neste trabalho onde a atuação dos motores é controlada de forma proporcional às necessidades do usuário e atuando em conjunto com este.

Porém deve-se ter em mente que pesquisando nas patentes destas cadeiras de rodas, US 6494278, US6112837 e EP0945113, o sistema de controle é do tipo “liga-desliga” onde o acionamento dos motores é feito por um sistema de mola e contato e sempre os motores trabalham com fornecimento máximo de torque. Este tipo de controle será simulado no capítulo 5 e será mostrado que o mesmo apresenta desempenho inferior às demais estratégias de controle propostas nesta tese.

Além disso, o tipo de controle “liga-desliga” impõe ao sistema picos de aceleração que são sentidos pelo usuário como impacto o que pode levar a problemas futuros na coluna, pois podem deslocar discos intervertebrais e causar dores.

Nos estudos realizados por Arva et al. (2001) e Arva (2000, b), com o sistema Yamaha JWII pode-se verificar a importância do sistema servo-assistido para redução dos esforços totais necessários para a locomoção em cadeiras de rodas, além de ocorrer uma redução significativa na potência fornecida pelo usuário, ocorreu também uma diminuição do gasto energético (consumo de oxigênio) do mesmo, ou seja, como necessita realizar menos esforço físico necessita de menor esforço fisiológico também e com isso a eficiência mecânica global também aumenta.

Uma nova modalidade de cadeiras de rodas terapêuticas surgiu com o trabalho de Stein et al., (2003), onde o usuário através de impulsos mioelétricos em seus membros inferiores é capaz de impulsionar sua cadeira de rodas, visando desta forma impedir que haja atrofia dos músculos inferiores. Outra vantagem, segundo o autor, é que o sistema impulsionado pelas pernas poderia ser adaptado para utilizar somente de uma perna sã, sendo útil a pacientes com hemiplegia, fraqueza em uma das pernas devido à idade ou doenças metabólicas, ou mesmo quando se utilizam impulsos mioelétricos para pacientes que tenham problemas também de disparidade sagital quanto à força de propulsão nos braços.

Critica-se este tipo de cadeira de rodas de uso terapêutico pelo sistema de controle adotado que também é do tipo “liga-desliga” e que pode fornecer ao sistema picos de aceleração que pode vir a causar lesões por impacto repetitivo no usuário.

A seguir, Figura 1.4, é apresentado um desenho esquemático da cadeira de rodas, onde é mostrado como a eletro-estimulação dos membros inferiores seria utilizada na propulsão da mesma.

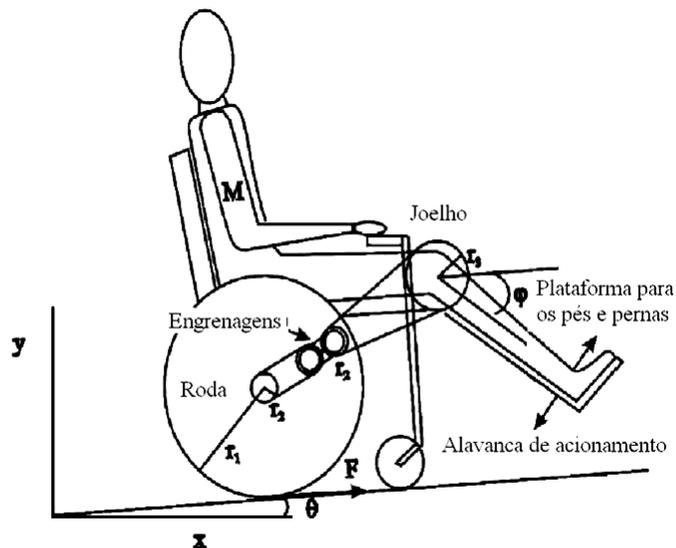


Figura 1.4 – Esquema da cadeira de rodas propulsada através da eletro-estimulação dos membros inferiores (adaptada de Stein, ,2003)

Esta solução é bastante interessante, porém faz-se necessário lembrar que a eletro-estimulação dos músculos traz grandes problemas, que até o presente momento não foram solucionados, dentre os quais pode-se citar: o desgaste muscular é intenso, portanto o paciente não suporta por muito tempo a estimulação simultânea de todas as fibras musculares necessárias ao movimento, a eletro estimulação produz grande quantidade de força no membro estimulado, porém é uma técnica invasiva, ou seja, agulhas devem atingir os músculos que serão estimulados, ou mesmo quando isso não é necessário o posicionamento dos eletrodos deve ser preciso para não causar movimentos indesejados.

Por isso ainda existe receio em utilizar-se a eletro-estimulação devido à insipiência da técnica que ainda precisa de maiores desenvolvimentos para que haja aceitação tanto por pacientes como pelos especialistas em reabilitação.

Mesmo tendo ocorrido um grande desenvolvimento em termos de tecnologias assistivas para pessoas em condição de deficiência motora, sendo que algumas destas já se encontram disponíveis no mercado, muitas destas pessoas não têm acesso a tais desenvolvimentos sendo o principal motivo seu custo elevado. O custo ainda se torna maior, uma vez que os desenvolvimentos ocorrem quase que na sua totalidade no exterior onde existe uma cultura de incentivo a integração social de pessoas com necessidades especiais, e devido aos impostos e a taxa de câmbio, o preço destes produtos no mercado brasileiro torna-se quase proibitivo.

1.5 Considerações sobre o ciclo de propulsão de cadeiras de rodas manuais

A propulsão de uma cadeira de rodas manual é o modo de locomoção de mais baixa eficiência mecânica bruta, cerca de 11%, (van der Helm & Veeger, 1996; de Groot et al., 2002 van der Woude, 2003; Guo et al., 2003) e conseqüentemente associado à grande carga muscular nos membros superiores, e levando ao desenvolvimento de LER, como já mencionado. A ineficiência do sistema está no fato do usuário utilizar não só uma força tangencial ao aro de propulsão, mas também forças perpendiculares a esta direção para efetuar o movimento.

Baseado no trabalho de Lombardi Jr. 2002, será mostrada de forma bastante resumida a modelagem biomecânica do acionamento da cadeira de rodas, para que seja possível a quantificação dos esforços realizados pelas articulações dos membros superiores. Onde mostrada a eficiência do mecanismo servo-assistido proposto na redução dos esforços nas articulações dos membros superiores, o objetivo neste momento é a utilização das equações como objetos de entrada no sistema para simulações dinâmicas do sistema formado pela cadeira de rodas e criança.

Primeiramente deve-se entender o processo de acionamento manual de uma cadeira de rodas é influenciado por fatores como, por exemplo:

- Grau de comprometimento motor dos membros superiores: É interessante mencionar que quanto mais alta a lesão menor é a capacidade de consumir oxigênio, portanto menor a capacidade de fornecer potência para propulsão da cadeira de rodas. (Dallmeijer et al., 1994; Kulig et al., 2001)
- Posicionamento do usuário no veículo, quando está posicionado mais alto a duração da propulsão é mais curta, pois o aro só é tocado pelas mãos durante um curto espaço de tempo e, portanto para se manter a mesma velocidade menor é o período do movimento, sem que para isso seja necessário ao usuário inclinar seu corpo para frente. Para posicionamentos baixos, a propulsão permite que se use maior circunferência durante a propulsão. Se o assento está posicionado para frente a propulsão ocorre somente na parte frontal do aro quando atrás, apenas no topo do mesmo (May et al., 2003; Hastings et al., 2003 Goosey-Tolfrey et al., 2001; Hughes et al., 1992)
- Fatores físicos do usuário também podem ser citados como: a idade, sua capacidade muscular (relacionado com a rapidez com que o mesmo atinge fadiga muscular), etc. (Reay, 1977)
- A inclinação da pista também influencia na propulsão, pois no trabalho de Sabrick et al. (1999), é mostrado que além dos esforços nas articulações aumentarem com a inclinação, também o número de repetições do ciclo de propulsão deve ser aumentado, tanto para manter a velocidade como para evitar que a cadeira desça a rampa. Esta é uma condição que leva muito rapidamente à fadiga muscular e conseqüentemente à LER.
- Cada usuário adapta-se melhor a determinado padrão de propulsão, ou seja, a trajetória realizada pelos membros superiores durante a propulsão. Souza (a e b), 2000 e Boninger et al, 2002 relataram que existem 4 tipos de formas de acionamento da cadeira de rodas, sendo eles: arco, semi-círculo, looping simples e looping duplo, conforme mostrado na Figura 1.5

- O comprimento do ciclo de acionamento que é a extensão utilizada sobre o aro de propulsão durante a aplicação da força: obviamente uma pessoa que é dependente de cadeira de rodas possui um ciclo de acionamento diferente de uma pessoa que não o é e/ou está usando a cadeira de rodas temporariamente. No trabalho publicado por Robertson (1996) foi demonstrado que usuário dependente de cadeira de rodas possui um ciclo de acionamento 36° mais longo que um usuário não dependente.

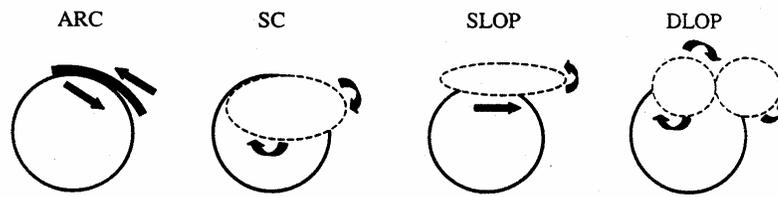


Figura 1.5 - Apresentação dos 4 diferentes padrões de propulsão. Souza (a e b), 2000

Neste momento cabe como observação que embora existam 4 tipos diferentes de padrões de propulsão para uma cadeira de rodas manual, o tratamento dado durante a modelagem é idêntico para todos eles, uma vez que fora modelado somente os esforços durante a fase útil da propulsão, ou seja, fase na qual a mão está em contato com o aro propulsor da roda, no restante do percurso dos membros superiores não existe carga.

Pode-se então concluir que as características básicas da propulsão de uma cadeira de rodas qualquer consistem, como definido por van der Woude et al.(2001), da interação de três elementos: o usuário quem realmente exerce a força propulsora, do estado técnico da cadeira de rodas que determina a força necessária para que o movimento ocorra e da interação entre o usuário e a cadeira de rodas que determina a eficiência global do sistema.

Em resumo um ciclo de propulsão de uma cadeira de rodas é influenciado por diversos fatores e sua modelagem torna-se bastante complicada. Para os objetivos deste trabalho o conhecimento servirá para simular as entradas do sistema que se deseja controlar. Obviamente que uma vez definidos os parâmetros do sistema de controle este atuará da mesma forma independentemente da forma de propulsão imposta à cadeira de rodas.

Para efeitos de simulação será utilizado o mesmo ciclo de acionamento desenvolvido por Becker, 2000 Lombardi Jr., 2002 e Lombardi Jr. & Dedini, 2004 (A), 2004 (b) e 2005, como mostrado na Figura 1.6. Nota-se que é uma força de características bastante regulares, dividida em três fases (T1, T2 e T3) sendo T1, o tempo necessário para o usuário aplicar a força partindo de 0 até o valor máximo F_{max} , que é uma característica do próprio usuário como já descrito anteriormente, T2, tempo pelo qual a força permanece constante até que haja o desprendimento da mão, T3 o tempo de retorno da mão até o ponto de contato inicial para que seja repetido o ciclo de acionamento. Os valores das fases dependem de condições físicas do usuário, condições de pista e velocidade da cadeira de rodas, pois variando estas condições pode ser necessário o aumento ou diminuição da frequência e com isso dos tempos das fases de propulsão.

Considerações importantes sobre a modelagem da distribuição de peso, determinação das forças de resistência ao rolamento e conseqüentemente determinação da força mínima para que ocorra movimentação do sistema estão apresentadas no Anexo 01.

Um exemplo bastante simples para entender pode ser dado quando o usuário deseja aumentar a velocidade da cadeira de rodas, necessitando de um maior número de ciclos por unidade de tempo, ou quando o usuário deseja subir uma rampa, onde a força de resistência ao movimento é maior. É importante também observar que a extensão do ciclo de propulsão definido por Robertson (1996), e apresentado na Figura 1.6, só é possível de ser alcançado se o usuário impulsionar o tronco para frente obtendo uma maior extensão do ciclo de propulsão e também um esforço extra obtido com a projeção do mesmo.

Na seção 1.6 será apresentada a cinemática do acionamento manual de uma cadeira de rodas e como será mostrado nos resultados somente será considerado o ciclo de propulsão onde a equação de vínculo cinemático for respeitada por isso diminuindo a extensão do ciclo de propulsão.

É importante observar também que para o esforço dos braços foi encontrado na literatura que a potência não varia significativamente com a frequência dos movimentos, sendo praticamente constante e igual à 40W na faixa de frequência entre 1 a 3 repetições por segundo,

também se sabe que a frequência ótima para maior potência está próxima de 1.75 ciclos/segundo, sendo que a potência máxima decai consideravelmente, cerca de 50%, após 1 minuto de repetição. (Reay, 1977) O que leva à conclusão de que em uma cadeira de rodas variação de velocidade só é possível com a variação da frequência em detrimento da força de propulsão, e que é difícil para o usuário manter esta potência por longos períodos.

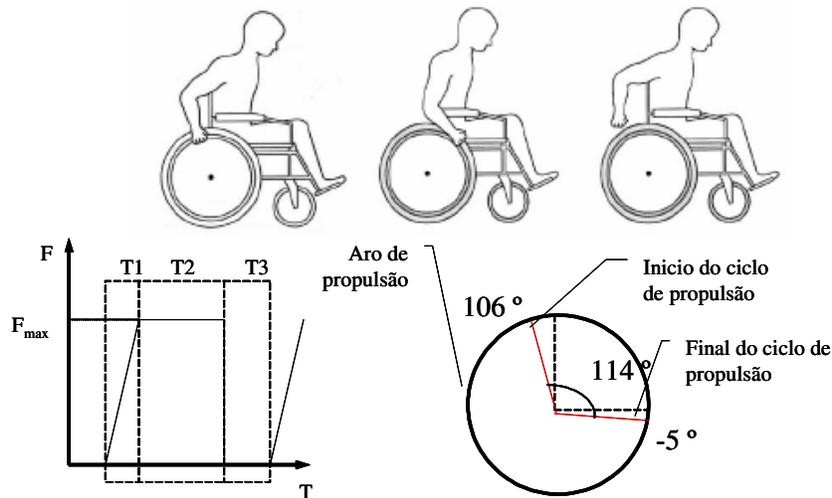


Figura 1.6 – Definição do ciclo de acionamento de cadeira de rodas manuais, perfil da força de propulsão e duração do ciclo

1.6 Considerações sobre as forças nas articulações dos membros superiores durante a propulsão da cadeira de rodas

Sabe-se que a LER que atinge os usuários de cadeira de rodas manuais, foi classificada pela região da dor (ombro (O), cotovelo (C) e pulso(P)), que representam as articulações dos membros superiores, porém isto não significa que ocorra nas articulações, que são junta de ossos, mas sim nos músculos a elas ligados. Como seria muito difícil a modelagem de todos os músculos que compõem os membros superiores optou-se por uma modelagem mais simples onde todas as forças e momentos são aplicados nas juntas de forma concentrada, sabendo-se que as forças desenvolvidas nos referidos músculos são proporcionais às forças e momentos contemplados e avaliados no modelo.

Este tipo de modelagem foi utilizada nos trabalhos de Lombardi Jr., 2002, Lombardi Jr. 2004(a) e está descrita de forma resumida no Anexo 02 e mostrou-se bastante conveniente para representar os ganhos obtidos com a utilização de uma cadeira de rodas servo-assistida em termos da redução do nível de esforços calculados para cada junta dos membros superiores. Poderia ter sido utilizada a modelagem através de energia, aplicação das equações de Lagrange, como realizado por Guo et al., 2003, cujos resultados são equivalentes.

A equação de cinemática dos membros superiores quando propulsionam a cadeira de rodas está demonstrada no Anexo 02. A equação (eq. 1.1) é uma equação de vínculo cinemático da propulsão de uma cadeira de rodas manual. Esta equação é importante porque permite a determinação dos ângulos α_1 e α_2 , que são os ângulos formados pelos membros superiores (braço e antebraço) em função do ângulo de acionamento da roda (θ)

As variáveis utilizadas para sua definição são: cb , comprimento do braço, ca , comprimento do ante-braço, r^* , distância do punho até o centro da roda da cadeira e Y_o , distância do centro da roda até o ombro, e estão representadas na Figura 1.7 (A), onde também são apresentadas as variáveis O , ombro, C , cotovelo e P , punho.

$$\begin{bmatrix} \cos(\alpha_1).cb + \cos(\alpha_1 + \alpha_2).ca \\ \sin(\alpha_1).cb + \sin(\alpha_1 + \alpha_2).ca \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r^* . \cos(\theta) \\ r^* . \sin(\theta) - Y_o \end{bmatrix} \quad (\text{eq. 1.1})$$

Outra importante contribuição deste tipo de modelagem é que se pode utilizar os dados antropométricos e geométricos de cada sistema (usuário e cadeira de rodas), seja ela servo assistida ou não, e determinar o nível de esforço necessário para a propulsão.

A Figura 1.7 (B), representa a solução da equação acima (eq. 1.1), levando em consideração o fato do usuário não utilizar a projeção do tronco para obter esforço extra durante a propulsão. Desta forma o trabalho de Robertson (1996), demonstra claramente que os resultados no seu trabalho foram obtidos para usuários que utilizavam deste artifício na propulsão de suas cadeiras de rodas.

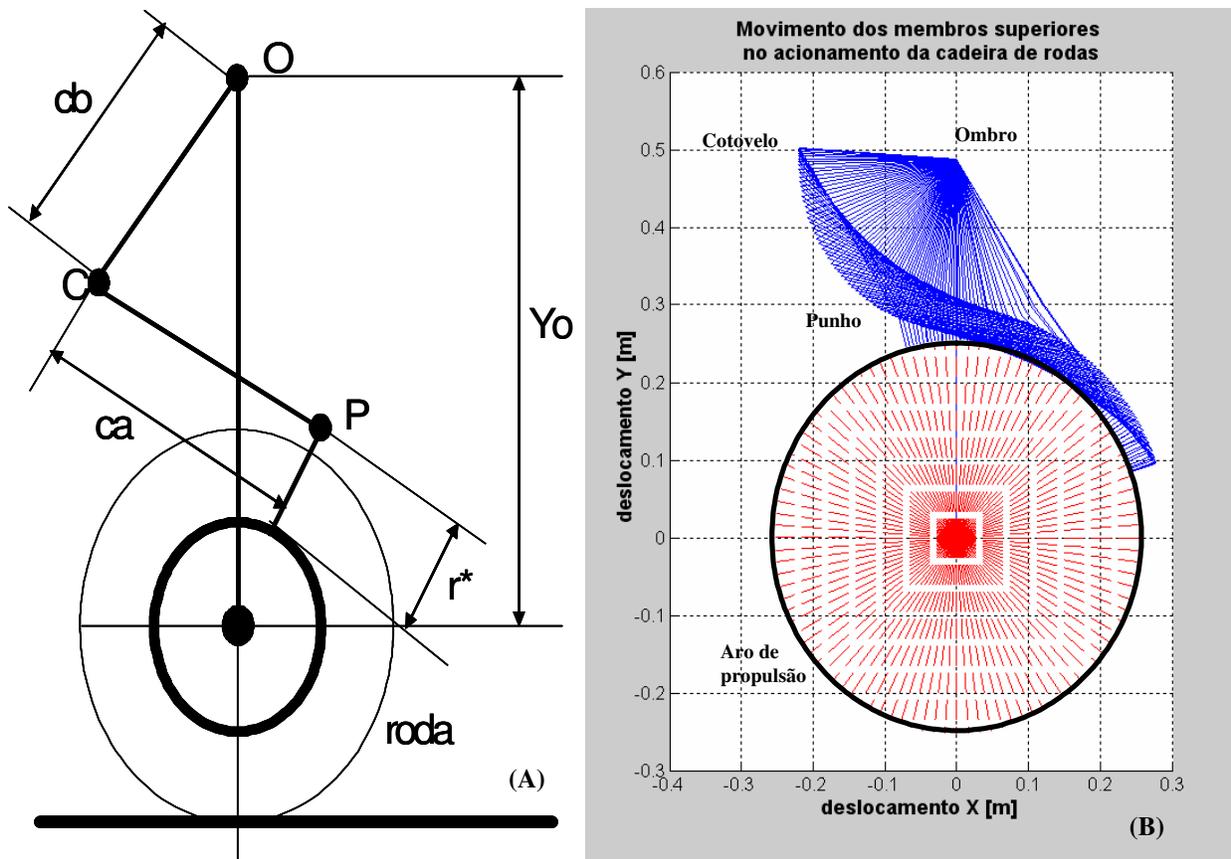


Figura 1.7 – Apresentação do equação do vínculo cinemático dos membros superiores e o aro durante a propulsão da cadeira de rodas(A) e sua simulação em Matlab® (B).

Tendo isto em mente o ciclo de propulsão que respeita a hipótese de não projeção frontal do tronco tem sua extensão reduzida, em outras palavras, o ciclo continua iniciando-se em 106° , porém termina em 15° como demonstrado na Figura 1.7 (B), onde é apresentado o movimento dos membros superiores (linha contínua) e também a faixa do aro de propulsão (linha tracejada) que é utilizada.

É importante também mencionar que caso a projeção do tronco fosse permitida o sistema formado pela equação (eq. 1.1) seria um sistema indeterminado, onde existe um número maior de incógnitas que equações, e para resolvê-lo seria necessário o conhecimento prévio do tipo de movimento realizado pelo tronco o que só seria possível com a análise via filmagem do movimento de propulsão da cadeira de rodas ou um processo que minimize as forças internas usando como variável o ângulo de acionamento da roda (θ) para cada posição.

Para a determinação das equações que representam as forças internas atuantes sobre as articulações dos membros superiores, faz-se necessário a aplicação das equações de Newton-Euler e Jourdan que são descritos também no Anexo 02.

As equações de (eq. A2.5) à (eq. A2.16), resultantes do equacionamento dinâmico do sistema formam um sistema matricial de 9 equações com 9 incógnitas. Para resolvê-lo foi gerado um programa em Matlab® que inverte numericamente a matriz de vínculo cinemático (eq. 1.1) e a resolve no domínio do tempo. Foi escolhido compreender o comportamento das forças internas durante um único ciclo de propulsão como definido na Figura 1.6.

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

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

$$I_{zz_b} = \frac{1}{4}.mb.db^2 + \frac{1}{12}.mb.cb^2 \quad \text{Momento de inércia para o braço} \quad (\text{eq. 1.2})$$

$$I_{zz_a} = \frac{1}{4}.ma.da^2 + \frac{1}{12}.ma.ca^2 \quad \text{Momento de inércia para o antebraço} \quad (\text{eq. 1.3})$$

$$I_{zz_p} = \frac{1}{4}.mp.dp^2 + \frac{1}{12}.mp.cp^2 \quad \text{Momento de inércia para o pulso} \quad (\text{eq. 1.4})$$

Como pode ser observado pelas equações acima (eq. 1.2), (eq. 1.3) e (eq. 1.4) os segmentos dos membros superiores, braço, ante-braço e punho foram modelados como se fosse cilindros rígidos. Este tipo de aproximação é sugerido por Hall (2000) que afirma ser satisfatória como primeira aproximação dos valores de momento de inércia.

As figuras apresentadas a seguir mostram o comportamento dos esforços internos sobre o ombro durante a variação do esforço necessário para a propulsão, que é a força aplicada pelo usuário sobre o aro de propulsão, conforme representado na Figura 1.8.

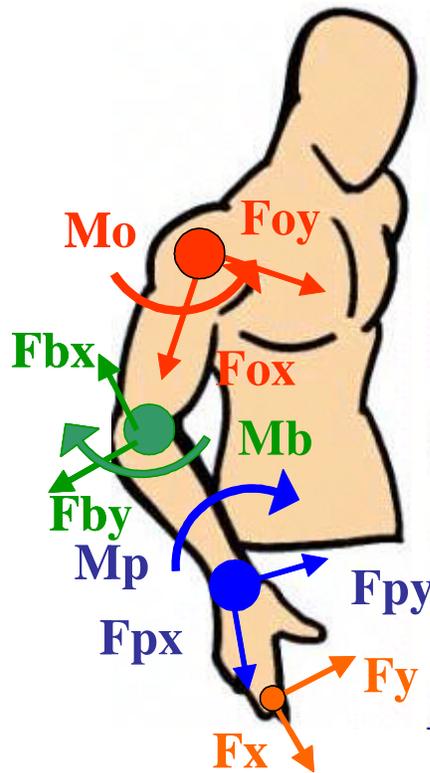


Figura 1.8 – Representação dos esforços internos sobre os membros superiores

A superfície plana presente em todas as figuras corresponde ao a retomada da mão ao ponto de contato inicial sobre o aro de propulsão para repetição do ciclo, neste momento não existe aplicação de força de propulsão por isso o valor das forças internas devido à propulsão é nulo.

Na Figura 1.9, onde está representada a variação da força na direção longitudinal do ombro em relação ao esforço de propulsão, pode-se observar que, comparado com as demais articulações esta é a que apresenta um maior nível de força com o agravante que a mesma oscila entre valores positivos e negativos o que facilitaria o desenvolvimento de LER no usuário.

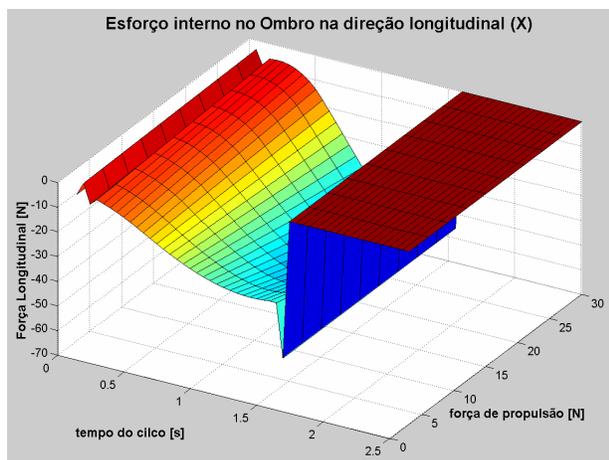


Figura 1.9 – Esforços internos atuantes sobre o ombro na direção longitudinal

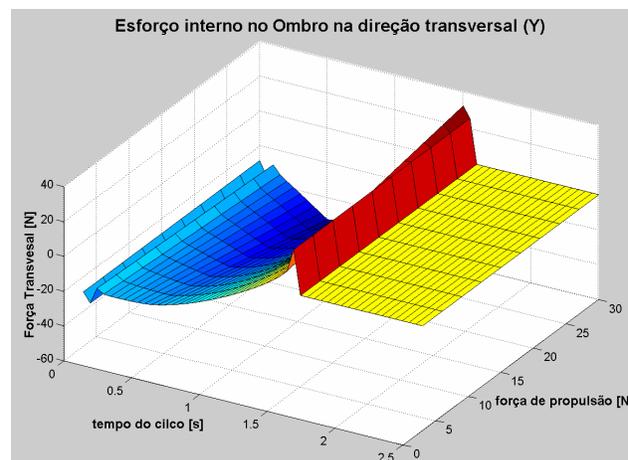


Figura 1.10 – Esforços internos atuantes sobre o ombro na direção transversal

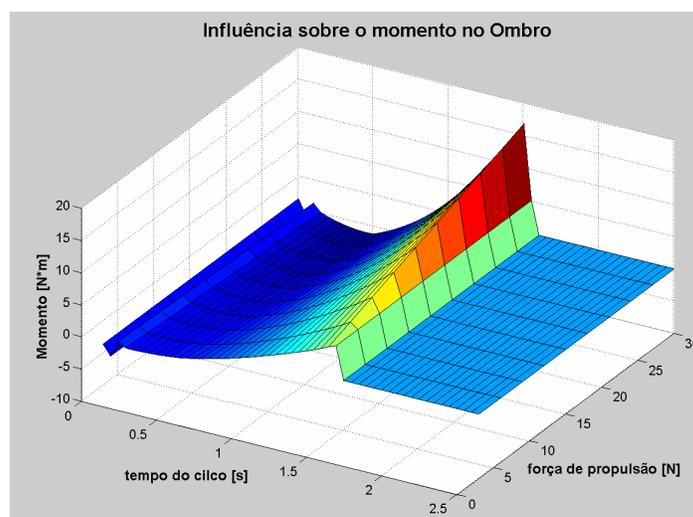


Figura 1.11 – Momento interno atuante sobre o ombro

O mesmo comportamento de alternância entre valores positivos e negativos pode ser encontrado nas figuras, Figura 1.10 e Figura 1.11, que representam respectivamente os esforços na direção transversal e o momento atuante na articulação do ombro. É importante lembrar que os valores encontrados são maiores que os apresentados nas demais articulações, servindo para comprovar os estudos que mostram que esta é a articulação mais afetada em termos de LER.

Pode-se observar que quanto maior o esforço de propulsão maior serão os esforços internos nas articulações durante a propulsão e maior será o risco do usuário vir a desenvolver LER nestas e também o inverso é verdadeiro diminuindo-se a força de propulsão diminui-se os esforços

internos e com isso o risco de desenvolver LER, comprovando a validade do sistema servo-assistido.

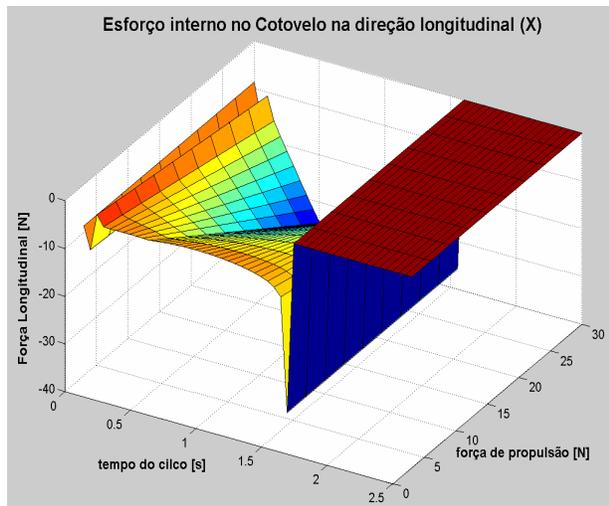


Figura 1.12 – Esforços internos atuantes sobre o cotovelo na direção longitudinal

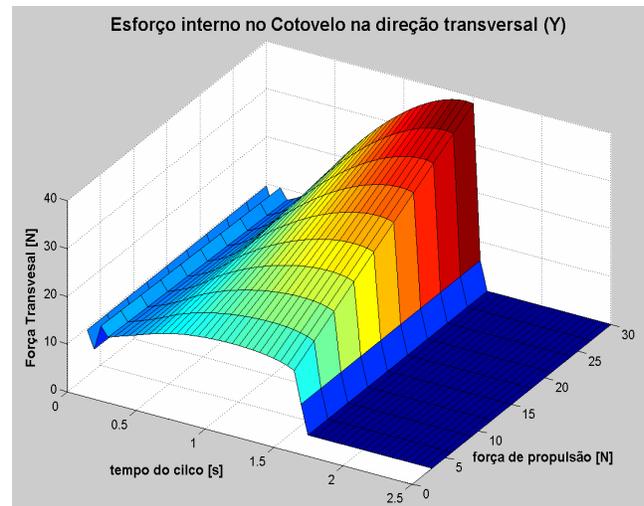


Figura 1.13 – Esforços internos atuantes sobre o cotovelo na direção transversal

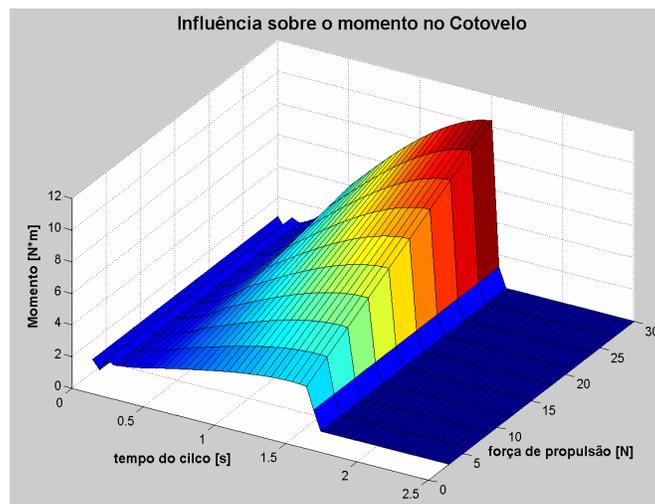


Figura 1.14 – Momento interno atuante sobre o cotovelo

Nas (Figura 1.12, Figura 1.13, Figura 1.14) pode-se observar que existe um comportamento mais uniforme em relação à amplitude dos esforços, não oscilando entre valores positivos e negativos e também com valores máximo de grandeza inferior ao encontrado nos esforços internos no ombro. Estas afirmações explicam o porque da porcentagem de lesão no cotovelo ser intermediária entre os valores encontrados para o ombro e o pulso.

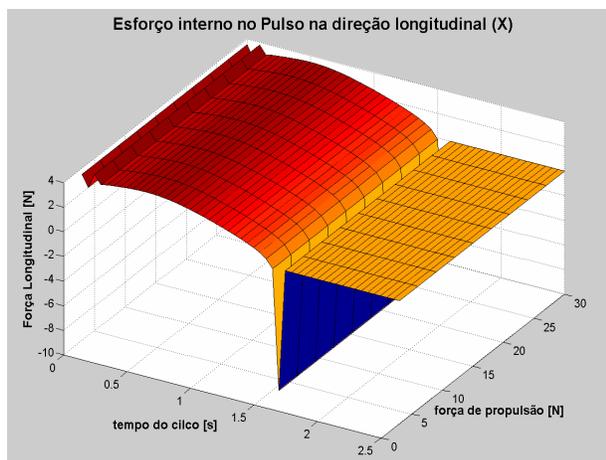


Figura 1.15 – Esforços internos atuantes sobre o pulso na direção longitudinal

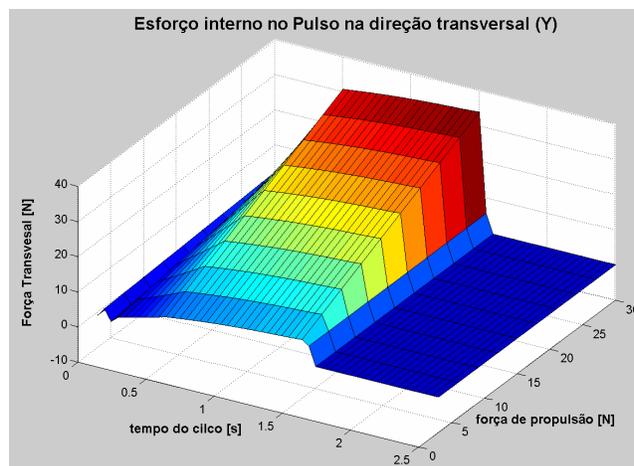


Figura 1.16 – Esforços internos atuantes sobre o pulso na direção transversal

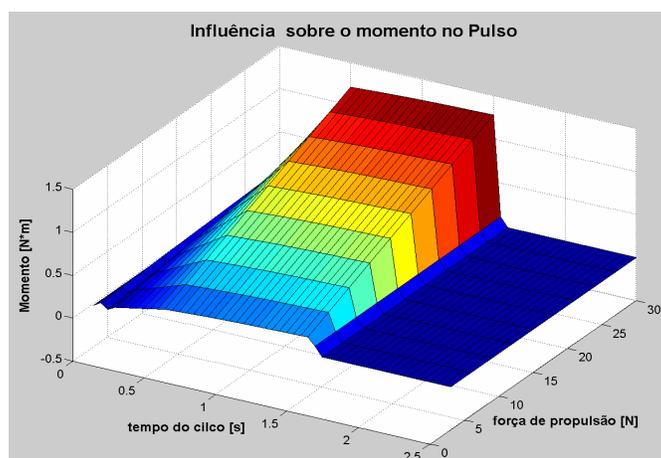


Figura 1.17 – Momento interno atuante sobre o pulso

Observa-se pelas figuras anteriores (Figura 1.15, Figura 1.16 e Figura 1.17) o comportamento linear dos esforços internos em relação à força de propulsão. Para o punho os valores são ainda menores que os encontrados no cotovelo e também continuam apresentando um comportamento sem oscilação entre valores positivos e negativos o que vem a comprovar que o mesmo tem uma menor tendência a desenvolver LER quando comparado com as articulações anteriores.

Este estudo é importante porque com conhecimento da forma do comportamento dos esforços internos dos membros superiores pode-se observar que o sistema de propulsão não possui pontos de máximos e mínimos locais na faixa estudada, portanto os mínimos e os

máximos das funções serão respectivamente os limites inferior e superior da faixa, tornando assim mais fácil a busca por soluções ótimas. E confirmam a eficiência do sistema de motorização servo-assistido.

1.7 Conclusões

Antes de propor um novo conceito de motorização e conseqüentemente uma nova estratégia de controle deve-se conhecer primeiramente os mecanismos que compõem o sistema a ser controlado, dentre eles a forma de interação entre o sistema e o usuário é parâmetro fundamental.

Uma vez caracterizado o ciclo de propulsão que a partir deste momento será considerado o padrão de propulsão para as simulações futuras, foi possível desenvolver um modelo matemático para determinar as forças internas dos membros superiores, conhecimento que é de grande importância quando o objetivo da tese é o desenvolvimento de um sistema de motorização que reduza o nível de esforço do usuário e com isso reduza a possibilidade do mesmo vir a desenvolver LER.

O modelo biomecânico apresentado é bastante simples, pois considera as forças internas como ocorrendo somente nas articulações (ombro, cotovelo e pulso), porém servirá de parâmetro para comparação entre os diversos sistemas de motorização propostos sem que exista a necessidade de testes *in vivo* e de um protótipo funcional cuja instrumentação é bastante complicada e por vezes incômoda ao usuário reduzindo-se desta forma o custo do desenvolvimento de um novo sistema. Este se mostrou coerente com os resultados uma vez que representou maiores esforços sobre os ombros e cotovelo, respeitando os estudos que mostram a maior incidência de LER nestes membros.

Também se conclui que durante a modelagem biomecânica dos membros superiores, mesmo para um modelo simplificado, o comportamento dos esforços internos é linear em relação à velocidade, ou seja, com um aumento da frequência do ciclo de propulsão, e conseqüentemente um aumento na velocidade do sistema, aumenta-se os esforços nas articulações dos membros superiores.

Capítulo 2.

2 Robôs móveis

A robótica móvel preocupa-se em estudar e desenvolver máquinas capazes de se locomover, em geral, em ambientes não controlados, ruidosos, desconhecidos, com limitações de percepção e ação, além de sistema de controle com baixa capacidade, principalmente se estão instalados no robô. Para atender a estes objetivos, a multi-disciplinaridade faz-se necessária.

A robótica está cada vez mais ocupando espaços na nossa vida, seja no ambiente fabril, onde muito tem se falado de robôs que substituem a atuação do homem principalmente na realização de tarefas perigosas ou em ambientes hostis, ou mesmo no aumento da qualidade e rapidez com que tarefas repetitivas são utilizadas. Sendo incapazes de reagir a uma situação inesperada, como por exemplo, no caso da montagem de chassi em montadoras de automóveis ou mesmo na pintura de veículos se faltar algum componente ou mesmo um veículo, se o sistema não possuir alguma inteligência (alguma autonomia) dada por sensores e estratégias de controle o robô provavelmente realizará a tarefa mesmo não existindo o objeto físico para montagem ou mesmo pintura.

Extrapolando para o caso de robôs móveis, a tarefa de movimentar-se por ambientes desconhecidos torna-se ainda mais importante a autonomia, o que significa em termos mais práticos que a própria estrutura de controle do robô deve ser capaz de identificar o ambiente e tomar as decisões necessárias independentemente da supervisão humana, a este tipo de robô dá-se o nome do robô autônomo.

No caso de robôs móveis não basta apenas ser capaz de desviar de obstáculos e evitar colisões. Os robôs móveis de hoje devem ser dotados de alguma "inteligência" que lhes possibilite, por exemplo, reconhecer um dentre vários objetos. A fusão sensorial tem sido usada para tentar melhorar as respostas e com isto modelar o comportamento dos robôs. Mas só isto não basta, é preciso algo mais. Neste sentido, a Inteligência Artificial desempenha um papel fundamental. É ela a responsável por essa mudança, de simples máquinas estáticas repetidoras de tarefas a robôs totalmente autônomos capazes de tomar suas próprias decisões.

O grande desafio nos dias de hoje é a interação de robôs sejam eles móveis ou não, ou seja, fazer com que robôs independentes atuem de forma colaborativa para execução de tarefas, também chamados de sistemas multi-agentes.

2.1 Breve introdução histórica

A palavra Robô foi introduzida ao vocabulário em 1921 pelo escritor Karel Capek, em sua peça *Rossum's Universal Robots*, na peça eram máquinas semelhantes ao homem, mas que trabalhavam exaustivamente para os seres humanos, porém na peça acabam se revoltando contra seus criadores, aniquilando a raça humana, mas a história dos robôs é bem mais antiga que isto. (Fu et al., 1987, Alves, 1988)

O ser humano sempre teve um impulso inato para criar outros seres. Pode-se traçar a história desse impulso através das épocas, onde o surgimento de uma nova área de pesquisa trouxe resultados muito interessantes e avanços em diversas outras áreas do conhecimento.

Talvez a idéia de construir robôs tenha surgido com as primeiras estátuas com figuras humanas tanto na Europa como na China que datam de mais de 7000 anos atrás. Culminando com os egípcios, aproximadamente 3000 anos atrás, que possuíam estátuas que poderiam ser manipuladas por operadores escondidos. (Brooks, 2002)

Outra antiga referência à criação de outros seres pelo homem funde-se com a mitologia e o misticismo. Segundo um mito grego, Pygmalião teria criado a estátua de uma mulher, e pedido à

deusa Afrodite para que desse vida a ela. Seu pedido foi atendido, e a estátua, agora uma mulher de verdade, batizada de Galatea, casou-se com seu "criador".

A lenda judaica do Gollem é parecida, na qual um rabino, através de operações mágicas, deu vida a uma estátua de barro, que mais tarde rebelou-se contra o criador e tornou-se uma máquina de destruição, muito parecida com a história bem mais moderna do próprio "Frankstein".

No século VXI, Leonardo da Vinci, líder no estudo da anatomia, projeta uma máquina equivalente ao ser humano. (Brooks, 2002)

Já na Idade Moderna, nos séculos XVIII e XIX, com o surgimento da arte da relojoaria e da mecânica de precisão, surgiram vários dispositivos chamados de autômatos, como as figuras mecânicas que se moviam sozinhas para soar as badaladas dos relógios das grandes catedrais, e alguns prodígios como o desenhista de Henri-Louiz Droz (que na época acusado de feitiçaria, devido à perfeição dos movimentos de seu autômato) e o espetacular Pato do mecânico francês Vaucanson, que reproduzia fielmente quase todos os movimentos de um pato de verdade. Embora fossem verdadeiras maravilhas da mecânica na época, esses mecanismos não passavam de relógios sofisticados, pois não tinham um sistema de controle e sensoriamento que caracterizam os robôs.

Após a Segunda Guerra Mundial, ou seja, durante o final dos anos 40, em Oak Ridge e Argonne National Laboratories, começaram a ser desenvolvidos os primeiros robôs manipuladores para manuseio de material radioativo, conhecido com sistema "master-slave", onde manipuladores mecânicos reproduzem os movimentos do operador. (Fu et al., 1986). Aqui se lembra que na escola japonesa mecanismos deste tipo são considerados robôs, embora a escola americana não os considere.

Principalmente nos anos 50 e 60, era comum a idéia de que num futuro próximo (por volta do ano 2000) existiriam robôs com formas antropomórficas, capazes de servirem como empregados para os serviços pesados, rotineiros ou cansativos, como limpar a casa, atendimento

em lojas de conveniência, etc. O desenho dos Jetsons, Star Wars, e os livros de ficção científica de Isaac Asimov fornecem bons exemplos deste idealismo.

A palavra robótica foi criada por Isaac Asimov (1942), para denominar a ciência que lida com robôs, porém a palavra robô tem origem em uma palavra checa ROBOTÁ que significa “trabalhador forçado”. Asimov também enumerou as três principais leis da robótica:

“1. Um robô não deve ferir um ser humano, ou por negligência em suas ações, permitir que um ser humano venha a ser ferido;

2. Um robô deve obedecer às ordens dadas por seres humanos, exceto quando essas ordens forem conflitantes com a Primeira Lei.

3. Um robô deve sempre garantir sua própria existência, somente enquanto tal proteção não contrariar a Primeira ou a Segunda Lei.” (Fu et. Al, 1987, Alves, 1988)

Algumas décadas depois, mais e mais cientistas e pensadores foram se convencendo de que iniciar a produção de outro ser segundo a forma humana não era uma boa idéia, bem como também o raciocínio estritamente lógico e simbólico, lógica booleana, era insuficiente para lidar com os problemas da vida cotidiana. Surgindo assim formas mais complexas de linguagens para o raciocínio como, por exemplo, a lógica Fuzzy, Neuro-Fuzzy e algoritmos genéticos, que visam uma maior fidelidade à forma de pensamento humano, permitindo que os robôs atuem de forma mais semelhante ao ser humano.

Nos anos 80, apareceu uma nova corrente de pensamento para a área de robótica, nascida nos laboratórios do MIT, (Massachusetts Institute of Technology) considerando que um comportamento inteligente poderia ser o resultado de um ambiente complexo, e não de um raciocínio complexo. Sendo criado então um tipo de arquitetura de controle robótico chamado de Arquitetura de Assumption, na qual o comportamento é uma resultante de camadas de controle, sendo cada camada responsável pelo processamento de um tipo de informação oriunda dos sensores, e na qual entradas e saídas de uma camada podem ser inibidas por uma camada "inferior", ou aquela que processa os dados de mais baixo nível como controle dos motores.

Com esta nova corrente passou-se a buscar não mais a construção de robôs do tipo humanóide que ainda são objeto de estudos exaustivos, como por exemplo, o robô ASIMO da Honda, mas sim estruturas mais simples como os insetos que possuem um sistema nervoso, ou em termos robóticos uma malha de controle mais simples, visando a simulação de comportamentos mais complexos. Paralelamente a esta tentativa de reprodução do comportamento de inseto surgiu um novo ramo de estudo que foi a nanotecnologia, que visa a miniaturização de sistemas robóticos.

Num relatório denominado *Twilight Zones and Cornerstones*, de Julho de 1989, a equipe do MIT demonstra a intenção de miniaturizar os robôs no formato de insetos, até que eles alcançassem alguns milímetros apenas. Assim, batizados de Gnats (mosquitos), estes pequenos robôs teriam um baixo custo, a ponto de se tornarem descartáveis (pois seriam fabricados em massa, como chips de computador, e utilizando praticamente as mesmas tecnologias usadas para a produção desses circuitos) e, agindo assim às centenas, senão aos milhares, seriam capazes de realizar tarefas interessantes, como:

- Manter zonas de produção agrícola livre de insetos daninhos.
- Na exploração espacial, lançados aos montes sobre a superfície de um planeta por uma nave mãe, poderiam preparar o terreno, fazendo análises simples.
- Poderiam ser injetados dentro do nosso corpo, removendo camadas de gordura obstruindo artérias, ou realizando cirurgias que requerem precisão e delicadeza, como as de retina.
- Em linhas de montagem de circuitos, poderiam ser usados para criar chips tridimensionais com ligações densas, aumentando a capacidade de processamento.(Flynn et al. 1989)

Enfim, a capacidade de utilização de robôs desse tipo seria praticamente infinita e também bastante perigosa. Desde 1989, muita coisa mudou nesse campo, e a chamada Nanotecnologia avançou bastante desde aquela época. Hoje já se pode contar com motores minúsculos e com alto rendimento, como os fabricados pela Micromotors®. Temos engrenagens milimétricas e rolamentos de tamanho molecular.

Embora o trabalho esteja baseado em robôs móveis cuja locomoção se dá através de rodas é sempre bom ressaltar que robôs móveis são todos aqueles que tem a capacidade de locomoção incluindo nesta categoria robôs, com pernas, como por exemplo, os bípedes e os que imitam insetos, ou seja, mais que quatro pernas.

Recentemente tem-se mostrado cada vez mais a importância dos assim chamados robôs de serviço, que além da função de trabalhar para os seres humanos têm como finalidade trabalhar com os seres humanos, esta pequena e sutil diferenciação dos robôs de serviço tem aberto um grande espaço para novas pesquisas, seja na reabilitação ou simplesmente na comodidade dos usuários de tais máquinas.

2.2 Estrutura de um robô

Um robô independentemente de sua função, ou sua flexibilidade, apresenta basicamente 5 estruturas básicas: atuador, sensor, controlador, fonte de energia e transmissores, que terão uma breve definição a seguir:

Atuador: é genericamente uma fonte de potência e movimento geralmente representado por uma garra, os atuadores são responsáveis por interagir com o meio no sentido de alterá-lo fisicamente. Motores elétricos são largamente utilizados em robôs de menor porte, embora atuadores pneumáticos e hidráulicos também sejam usados onde maiores forças são exigidas.

Sensor: dispositivo sensorial do robô. É ele que "sente" o mundo ao seu redor. (Rottava Silva, 2003). Geralmente tem profunda correlação com os atuadores, sendo juntamente com estes uma parte vital para o bom funcionamento de qualquer robô, pois este tem suas interações com o mundo físico baseado nas informações fornecidas pelos sensores. A função dos sensores não é somente coletar informações do ambiente, mas também fornecer informações da situação dos componentes internos do robô, como por exemplo, carga das baterias, temperatura interna, etc e também ajudar na orientação e no movimento, com a utilização de goniômetro, acelerômetro, odômetro, fornecendo dados para avaliação do seu estado de deslocamento. Todos os cálculos e algoritmos executados pela CPU da máquina dependem da boa resposta deste dispositivo.

Controlador: unidade central, geralmente representada por um computador e responsável pelo controle de todos os dispositivos e planejamento das ações da máquina.

Fonte de energia: necessária para o funcionamento do controlador e de todas as outras partes. Tipicamente representada por uma bateria, mas pode ser representada ainda por uma célula foto-elétrica, capacitores, etc.

Transmissores: sua função é a mesma tanto em robôs quanto em outras máquinas, ou seja, seu objetivo é transmitir ou modificar a forma de energia mecânica, são exemplos destes dispositivos engrenagens, correias e caixas de redução. Vale ressaltar que sua utilização é mais comum em robô de maior porte, e que exijam atuar com maiores forças e torques.

2.3 Caracterização de Robôs Móveis Autônomos

Robôs autônomos são aqueles que possuem a capacidade de solucionar problemas, sem auxílio externo, em particular sem o auxílio dos seres humanos, em outras palavras são robôs para os quais é dada uma missão e estes se encarregam de dividi-la em etapas simples, escolher a melhor estratégia para realizá-la e executar as ações interagindo com um meio ambiente mutável e sendo necessário refazer seus planos e estratégia de modo a cumprir sua missão de forma satisfatória.

Segundo Veloso, 2002, a autonomia envolve três capacidades básicas: percepção, ação e cognição.

A percepção é a capacidade de reconhecer o ambiente no qual o robô está inserido, obviamente esta capacidade depende fortemente dos sensores que o robô possui.

A ação é a capacidade de responder às informações oriundas da percepção mudando seu estado em relação ao ambiente; geralmente esta habilidade é descrita como uma mudança de posicionamento ou mesmo a manipulação do ambiente.

A cognição serve de interação entre as duas habilidades anteriores, e é a capacidade de “pensar” que em conjunto com as demais tem como objetivo escolher qual a melhor ação para responder às entradas percebidas pelo sistema, possuindo ainda a habilidade de experimentar e aprender com as respostas geradas pelas ações escolhidas, formando assim um banco de dados que será útil para as decisões futuras.

Deve-se lembrar que o sucesso na autonomia dos robôs não está somente no sucesso individual de cada uma das habilidades, mas sim na forma e estratégia de organizá-las para assim obter o melhor desempenho em função dos recursos disponíveis.

2.4 Robôs móveis e sua popularização

A robotização e conseqüentemente a mecatrônica tem mostrado uma grande tendência ao crescimento tornando-se a cada dia mais popular e acessível à população em geral. Revistas têm ajudado o público não acadêmico a se familiarizar cada vez mais com a robótica e com as teorias de robôs móveis, obviamente de forma bastante simples, porém muito didática.

Cita-se como um incentivo ao estudo da robótica tanto para leigos como para graduados a concepção de robôs bastante simples como os mostrados na Figura 2.1 utilizando tanto materiais alternativos como controladores e dispositivos eletrônicos de baixo custo sendo, portanto acessível a grande parte da população.



Figura 2.1 Exemplos de Robôs móveis apresentados na revista Mecatrônica Fácil n. 1 e 2

Outro fator importante para popularização e aos estudos na área de robôs autômatos tem sido as competições de futebol de robôs, modalidade que nasceu na Coreia em 1996 e já existem

hoje competições internacionais, onde participantes de todo o mundo, incluindo o Brasil, em especial os grupos brasileiros da Universidade Federal do Paraná, como o mostrado na Figura 2.2, Universidade Federal de Minas Gerais e da USP, porém com custos ainda muito altos para grupos particulares.

O futebol de robôs como o próprio nome já diz, é um jogo de futebol, onde os jogadores são pequenos robôs que devem agir de forma totalmente autônoma, ou seja, após os inventores terem dado o comando para início da partida, os robôs através de estratégias já definidas se posicionam e atuam sobre o ambiente, sem que nenhuma outra instrução e/ou informação lhes sejam dadas, por isso o sistema de controle deve ser capaz de localizar no campo a bola e os jogadores e fornecer uma estratégia enviando comando para os robôs interagirem de forma a seguir a estratégia.

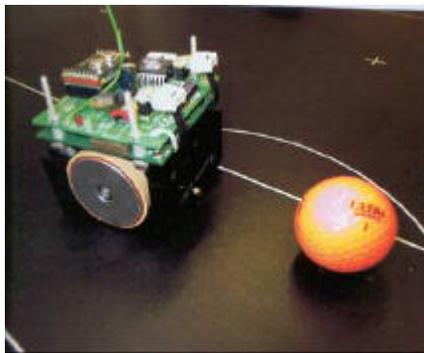


Figura 2.2 Robô jogador de futebol da UFPR sem a proteção (adaptado da Revista Mecatrônica Fácil n. 4)

Outro grande incentivador nas pesquisas e na popularização dos robôs móveis tem sido a introdução no mercado de Kit's para montar, com os quais é possível construir robôs bastante complexos, pode-se citar como exemplo os kits da Lego Dacta, que ainda possui um custo alto, porém com a vantagem de muitas peças poderem ser adquiridas dos próprios conjuntos de brinquedos que levam o mesmo nome, barateando principalmente peças para montagem de estruturas, ou kits do SPIDER MV-962 e MECHA-MEDUSA MV-949 da Movit®, apresentados na Figura 2.3. São kits bastante complexos cujos robôs utilizam-se de sensores como sonar e luz infravermelha para evitar colisões além de uma estrutura para movimentação das pernas.

Uma outra vantagem da utilização de alguns kits é que como esquemas de montagem e estratégias de programação são abertas, ou seja, podem ser re-configuradas e re-programadas os kits podem ser utilizados para testes de novas estratégias de movimentação ou de detecção de objetos em ambientes, permitindo maior rapidez nos testes para validações de teorias, uma vez que o pesquisador pode preocupar-se somente com seu objeto de estudo, no caso a estratégia de controle e utilizar circuitos elétricos com confiança de seu funcionamento e otimização.



Figura 2.3 Robôs Móveis da MOVIT, Spider e Medusa respectivamente

2.5 Aplicações de Robôs Móveis

A utilização de robôs móveis autônomos em pesquisas de Inteligência Artificial despertou o interesse de muitos grupos ao redor do mundo. O futebol robótico transformou-se numa área de estudo capaz de congrega diversas outras. Trata-se de um campo riquíssimo para a pesquisa e o ensino.

Sistema RoTA, é um sistema para substituição dos cães guias para cegos (Kotani et al.,1996). É uma cadeira de rodas motorizada com sonar, visão, sensores táteis e sistema de mapas. A cadeira de rodas foi utilizada apenas para servir de veículo para o sistema RoTA, pois como o sistema utiliza mapeamento visual, ou seja, utiliza-se de uma câmera existe a necessidade de estabilizar a vibração do sistema além do fato do tamanho e peso da cadeira de rodas permitir que um cego segure no seu braço para ser guiado. A Figura 2.4, representa o sistema Hitomi.

O sistema de visão é a utilização de duas câmeras preto e branco, fornecendo informação binocular e mapeando até 5 m à frente, sendo útil para detecção de obstáculos como veículos e pedestre, porém não é eficiente para detecção de obstáculos em uma superfície homogênea, para isso existe um sistema adicional de sonar, limitado a 3 m em ambientes abertos.

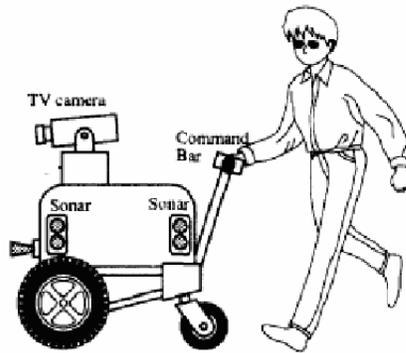


Figura 2.4 Representação do sistema “Hotomi” adaptada de Kotani 1996

O sistema fornece ao usuário 4 tipos de informações: informação sobre mobilidade, orientação, obstáculos e intersecção, e informações baseadas em mapas. Obviamente, como se destina a cegos, existe um sistema de teclas em braile para entradas dos comandos acoplados a uma barra na região traseira do sistema, que serve também para fornecer informação de orientação e a mobilidade, como mostrado na Figura 2.4.

A NASA também tem projetos de pesquisa em robôs móveis. Um dos mais interessantes, inspirado na observação da natureza é o “Snakebot” (robô cobra), um robô capaz de rastejar, escalar, agarrar como uma serpente. Os pesquisadores acreditam que poderão utilizar este tipo de robô para manipulação de ferramentas em ambientes de construção no espaço, acessando espaços restritos que seriam impraticáveis para os astronautas, além da exploração de planetas, inspeção de tubulações, etc. O robô serpente seria mais resistente que um robô comum, uma vez que as estruturas semi-segmentadas são hiper-redundantes. A seguir, Figura 2.5, são apresentadas algumas imagens deste tipo de robô móvel. (NASA 2003)



Figura 2.5 Figuras ilustrativas do SnakeBot Nasa adaptado do site da NASA 2003

Existem outros pesquisadores como, por exemplo, Shen et al., 2000; Stoy et al., 2002, que utilizam além da tecnologia de robôs móveis autônomos como também teorias de controle colaborativo e re-configuração para fazer com que cada elemento de seus robôs seja um robô autônomo capaz de ampliar em muito a sua habilidade de explorar ambientes desconhecido, podendo se separar e reagrupar de acordo com as necessidades do ambiente.

Robôs humanóides também são classificados como robôs móveis devido principalmente ao fato de terem de se locomover em ambiente e possuírem interação com o mesmo, um robô do tipo humanóide de grande repercussão mundial foi o robô desenvolvido pela Honda chamado de ASIMO (Advanced Step in Innovative Mobilitie), capaz de transpor obstáculos como rampas e escadas reconhecer pessoas e padrões de vozes, etc. A figura a seguir, Figura 2.6, ilustra um pouco da evolução deste robô. (Honda 2003)

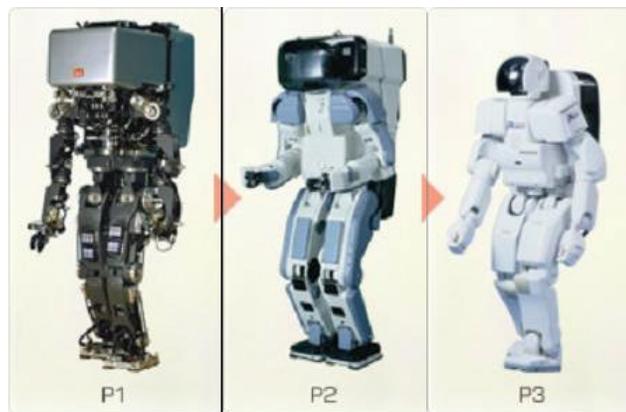


Figura 2.6 Alguns estágios da evolução do Robôs ASIMO – adaptado de Honda

2.6 Conclusões

Objetivou-se com este capítulo mostrar a estreita relação que existe no desenvolvimento de um novo sistema de controle para a motorização servo-assistida com o desenvolvimento de qualquer sistema de robô móvel.

Desta forma, conhecendo-se as particularidades dos subsistemas de um robô móvel é possível fazer uma analogia com o sistema composto pelo usuário e a cadeira de rodas. Ambos os sistemas têm como finalidade básica a locomoção e, como foi mostrado, para que isto seja possível necessitam além de um sistema de propulsão, um sistema de controle para direcionar o sistema.

Este capítulo também situa o leitor na tendência de desenvolvimento de sistemas colaborativos, que são de grande importância nos dias atuais, pois conseguem realizar trabalhos de grande complexidade sem a necessidade de um robô de maior porte, utilizando desta forma a colaboração entre robôs menores.

Este conceito apresentado é fundamental para garantir o correto funcionamento do sistema de motorização servo-assistido, uma vez que a motorização está presente em ambas as rodas da cadeira de rodas e o sistema deve controlá-las de forma a obter o comportamento desejado pelo usuário, desta forma necessitando que ambas trabalhem em conjunto a fim de um objetivo pré-definido.

Capítulo 3.

3 Modelagem Veicular plano XY

O objetivo deste capítulo é a determinação dos limites de estabilidade e conhecimento das equações de movimento e dirigibilidade no plano XY, segundo a nomenclatura SAE no eixo X, pois a partir destes pode-se implementar as equações dinâmicas em simulações ou mesmo como forma de determinar parâmetros para o controle de um veículo, de tal forma que acidentes sejam evitados. Como a modelagem tem um caráter generalista, os parâmetros aqui definidos servem como parâmetros para qualquer tipo de estrutura movendo-se sobre rodas, como é o caso de: robôs móveis e as cadeiras de rodas motorizadas.

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

O primeiro modelo para as rodas, servindo apenas como primeira aproximação no caso de dinâmica veicular, é um modelo linear das forças no contato roda-piso o qual será incorporado às equações de movimento da cadeira para análise de estabilidade e dirigibilidade. Deve-se lembrar que quanto mais refinado for o modelo escolhido para o comportamento das rodas, maior será o número de variáveis que influenciarão na modelagem e mais complexas serão as equações e maior será a necessidade de dados, geralmente experimentais.

O conhecimento dos limites dinâmicos (velocidades, acelerações e ângulos de inclinação) e das equações de movimento é de suma importância para sistema de controle de trajetória, que visa o aumento da estabilidade do sistema, e conseqüentemente uma melhor performance durante sua utilização, evitando acidente.

3.1 Sistema de referência aplicado sobre o veículo

O sistema de referência móvel utilizado para a modelagem veicular, ou de qualquer estrutura movendo-se sobre rodas, tem sua origem nos sistemas utilizados para modelagem de aviões, sua principal razão para utilização é que estando fixo ao veículo movendo-se juntamente com ele as propriedades de inércia (momentos e produtos de inércia) permanecem constantes em relação aos eixos móveis, mas seriam variáveis em relação a um referencial fixo no solo. Além de utilizar um referencial fixo, as propriedades de inércia serem variáveis, perderiam seu significado físico tanto para o engenheiro como para o veículo em manobra.

Algumas confusões podem surgir devido ao sistema de referência ser definido de modo diferente do usual, por isso comumente é chamado de “Sistema de Eixos de Movimento”, porque representa os movimento de acordo com o veículo; é também chamado de “Eixo das Coordenadas do Corpo”, pois está fixo ao veículo e também é referido como “Eixos de Estabilidade” ou “Sistema de Coordenadas para Controle Direcional”. (Gillespie 1992, Milliken & Milliken 1995)

Um automóvel pode ser modelado como um sistema de duas massas. Um sistema rígido de massa formado pelo chassi (com rodas móveis) e sobre este montado um sistema flexível, a carroceria. Estes sistemas são mantidos fixos através do eixo de rotação (eixo roll) e a variável, ângulo de rotação (ângulo roll), representa a relação entre as duas massas. (Gillespie 1992, Milliken & Milliken 1995)

A Figura 3.1 a seguir representa estas duas massas juntamente com os sistemas de referência solidários a elas e os ângulo roll, pitch e yaw definidos segundo o sistema, obedecendo a nomenclatura da SAE.(Gillespie 1992, Milliken & Milliken 1995) Estes sistemas de referência

vão tornando-se cada vez mais úteis na modelagem de robôs móveis principalmente devido ao aumento da complexidade do sistema embarcado que devido a sua fragilidade muitas vezes requerem um sistema de suspensão para evitar danos devido à vibração durante a operação deste tipo de robô.

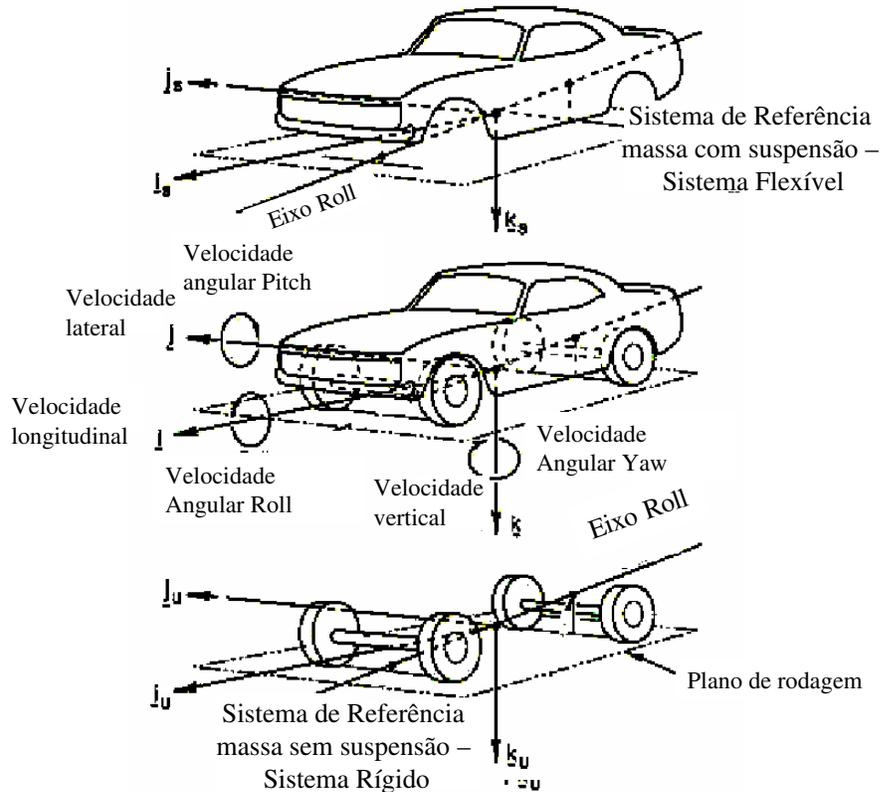


Figura 3.1 – Sistemas de Referência acoplados aos sistemas rígido e flexível do veículo (Milliken & Milliken 1995)

Na seguir Figura 3.2 é detalhada a posição dos eixos do sistema de referência de acordo com a convenção da SAE. Como todo sistema de referência é formado por eixos ortogonais seguindo a regra da mão direita. O eixo X (roll) é horizontal e positivo na direção do movimento, que para o veículo representa a direção de passeio, além disso, o eixo X está posicionado no plano longitudinal de simetria do veículo. O eixo Y (pitch) aponta para a direita do motorista, e está no plano horizontal e forma um ângulo de 90° com o eixo X. Conseqüentemente o eixo Z (yaw) é perpendicular ao plano formado pelos dois outros eixos, sendo, portanto vertical e orientado para baixo.

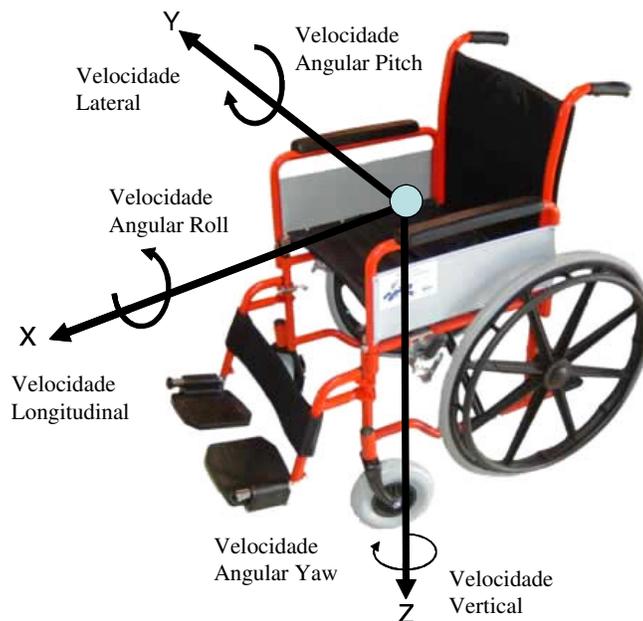


Figura 3.2 – Representação do sistema de referencia segundo padronização SAE

3.2 Considerações sobre as rodas

Para as modelagens desenvolvidas neste trabalho o tipo de movimento realizado pela roda em relação ao solo será o movimento de rolamento, ou seja, não existe escorregamento entre a roda e o solo nos ponto de contatos instantâneos o que implica que a velocidade relativa no ponto de contato é nula. Para que isto ocorra é necessário que o coeficiente de adesão entre roda e solo seja altos (que é função dos coeficientes de atritos e peso efetivo sobre a roda) assim a força de transmissão da roda deve ser no máximo igual ao produto $W*\mu$ (onde W é o peso efetivo e μ , o coeficiente de atrito).

A rigidez da roda e solo são características muito importantes para o estudo do movimento seja ele rolamento ou escorregamento. Existem várias configurações possíveis de combinações entre rodas sejam elas elásticas ou rígidas e para os solos elásticos, rígidos ou plásticos. Cita-se com referência o estudo feito por Canale (1989), Becker (1997), Lombardi Jr. (2002) Lombardi Jr. & Dedini, 2004 (a) e 2005. Sua importância está principalmente no acoplamento das direções

do movimento do veículo, pois quanto menos rígida torna-se a roda mais se muda a direção da força de contato entre esta e o solo.

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

O desenvolvimento das equações para um sistema com rodas rígidas, modelo linear das rodas, é apresentado no Anexo 03, lembrando que as equações desenvolvidas neste serão fundamentais para o modelo dinâmico que será mostrado a seguir.

3.2.1 Rodas Pivotadas

As rodas pivotadas ou Castors são utilizadas na grande maioria das cadeiras de rodas, motorizadas ou não, disponíveis no mercado, sua grande utilização deve-se ao fato de permitir que ocorra o esterçamento e conseqüentemente a mudança de direção do sistema sem que sejam necessários dispositivos auxiliares para esterçamento.

Com base nos trabalhos de Yavin (1999, 2003) pode-se afirmar que para as rodas pivotadas o momento de inércia das rodas pivotadas é desprazível quando comparado com as rodas motoras traseiras.

O diâmetro das rodas influencia a capacidade de locomoção da cadeira de rodas. Rodas de 125mm são recomendadas para ambientes internos, ou seja, para pavimentos regulares, exceto é claro aqueles que possuem carpetes e tapetes onde o movimento é dificultado. Já para ambientes externos são preferidas rodas de maior diâmetro, pois as menores podem ficar presas em obstáculos como buracos e vãos de elevadores.

O principal problema ocorrido com a utilização de rodas pivotadas é o fenômeno chamado de *shimmy* que é a vibração auto excitada, que ocorrendo pode aumentar a resistência ao

rolamento do sistema em dez vezes ou mais atuando como um freio, e com isso causar acidentes como o lançamento do usuário. (Becker, 2000)

Toda vez que este fenômeno ocorre existe um aumento da força lateral que atua sobre a roda, este fenômeno representa o acoplamento dos movimentos longitudinal e transversal da roda. Sua determinação dispõe de poucas formulações analíticas não lineares como: a formulação de Wong, 2001 ou de Zhou & Zhang, 2005, sendo que a mais conhecida é a formulação de Wong, 2001 e é conhecida como “formula mágica” devido ao grande número de dados experimentais necessários para sua utilização. É expressa pelas equações (eq. 3.1) e (eq. 3.2) :

$$y(x) = D \sin\{C \arctan[Bx - E(Bx - \arctan Bx)]\} \quad (\text{eq. 3.1})$$

$$Y(x) = y(x) + S_v \quad (\text{eq. 3.2})$$

$$x = X + S_h$$

onde $Y(x)$ representa o torque auto-alinhante e X denota o ângulo de deslizamento ou o escorregamento. O coeficiente B é chamado de fator de rigidez, o C de fator de forma, o D de fator de pico, e o E de fator de curvatura. S_h e S_v são o deslocamento horizontal e o deslocamento vertical, respectivamente. Como já mencionado é uma formulação que visa o ajuste de dados experimentais que são obtidos através de testes com os pneus, todos os dados são tabelados em função da carga vertical sobre a roda.

Esta formulação, em sua forma básica, pode ser usada para ajustar dados experimentais do pneu para caracterizar os relacionamentos entre a força de curvatura e o ângulo de deslizamento, torque de auto-alinhamento e ângulo de deslizamento, ou esforço de frenagem e o escorregamento.

A introdução dos valores S_h e S_v permite que a curva tenha um deslocamento com respeito à origem, permitindo que os efeitos de conicidade e resistência ao rolamento na força de curvatura, no torque auto-alinhante, ou no esforço de frenagem possam ser considerados.

O fenômeno de shimmy pode ser classificado de dois modos: como uma vibração auto-excitada em baixas velocidades ou como uma vibração forçada em altas velocidades. (Kimura et al., 1986)

Os principais fatores que influenciam a ocorrência da vibração auto-excitada das rodas pivotadas são o tamanho do braço do sistema, distância entre o ponto de contato da roda com o solo e a linha de centro da haste, e o peso sobre a roda, quanto maior o peso sobre esta, maior a probabilidade de ocorrer o fenômeno e também o desbalanceamento das rodas. O peso sobre as rodas e o tamanho do braço podem ser manipuladas para que o *shimmy* ocorra em uma velocidade maior e desta forma permitir um comportamento satisfatório do sistema nas velocidades de uso.

Na Figura 3.3 é representada de forma esquemática comparativamente o que ocorre quando um roda pivotada apresenta a vibração auto excitada. Observa-se que quando este fenômeno não existe a roda mantém movimento retilíneo porem na presença da vibração auto-excitada além do movimento à frente existe a vibração da roda na direção transversal ao movimento.

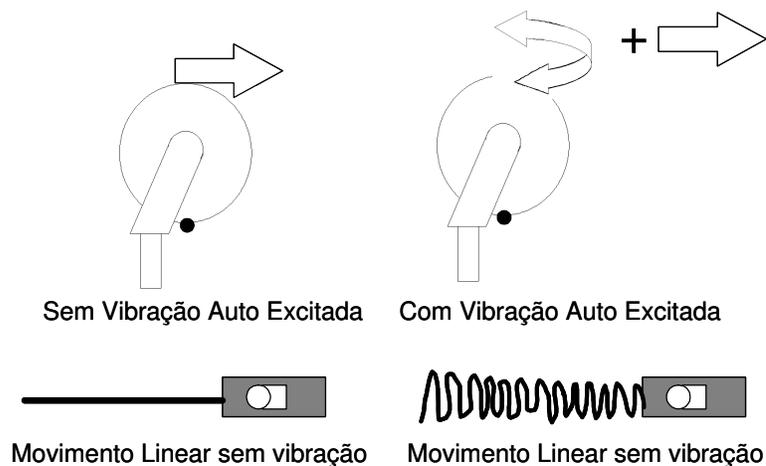


Figura 3.3 – Representação da vibração auto-excitada em rodas pivotadas

3.3 Estabilidade do Sistema

Antes que seja realizada a modelagem do comportamento dinâmico do sistema composto pela cadeira de rodas e seu ocupante é importante conhecer quais os limites de estabilidade ao

tombamento lateral e longitudinal do mesmo, para que sendo contemplados durante a simulação, obtenha-se uma resposta mais realista do modelo.

Este conhecimento prévio da estabilidade não permite que o sistema seja submetido a condições de instabilidade, como por exemplo, planos cuja inclinação possa por si só causar o tombamento do sistema.

Outro objetivo deste modelo é que sendo implementado no controle da cadeira de rodas aumente a segurança dos ocupantes, evitando quedas que podem agravar sua condição física e psicológica diminuindo ainda mais sua mobilidade independente.

Deve ser claro que quedas prejudicam a mobilidade independente no sentido da condição física do ocupante, devido obviamente aos ferimentos ocasionados e também pelo tempo de recuperação dos mesmos, porém uma queda no processo de adequação ao uso da cadeira de rodas, principalmente quando seu ocupante é uma criança, pode afetar psicologicamente sua mobilidade, pois mesmo que os ferimentos sejam mínimos o ocupante pode passar a ter receio de continuar a utilizar sua cadeira de rodas com maior liberdade por medo de sofrer uma nova queda.

Como no dia a dia o usuário pode estar sujeito a situações complexas quanto a estabilidade de sua cadeira de rodas torna-se necessário a modelagem que contemple todas as possíveis inclinações a que o sistema pode estar sujeito como também situações de curvas e movimento uniformes ou acelerados.

A seguir na Tabela 3.1 são apresentados todos os limites para a estabilidade do sistema composto pela cadeira de rodas e pelo usuário com variáveis como largura do sistema, posição do centro de massa, peso definidas pela Tabela 3.3. Estes limites para a velocidade e inclinação das pistas são obtidos de simulações das equações descritas anteriormente, utilizando como funções de entradas as variáveis mais adequadas. Maiores detalhes estão presentes nos trabalho de Lombardi Jr., 2002:

Tabela 3.1 – Valores limites da simulação para a velocidade e inclinação de pistas do sistema

Velocidade de Escorregamento [m/s]	Velocidade Constante			Movimento Acelerado		
	Angulo de tombamento lateral (°)	Angulo de tombamento frontal (°)	Angulo de tombamento traseiro (°)	Velocidade Limite Curva plana [m/s]	Velocidade Limite Curva inclinada [m/s]	Velocidade Limite curva dupla inclinação [m/s]
274	19.3	21.8	-31	2.98	3.77	1.33

Poucos trabalhos referentes a cadeiras de rodas, sejam motorizadas ou não, referenciam ou se preocupam com a estabilidade do sistema ou mesmo com seu comportamento dinâmico, os autores destes trabalhos esquecem que a segurança do ocupante de uma cadeira de rodas deve ser premissa de projeto. Dentre os trabalhos onde a estabilidade da cadeira de rodas é estudada pode-se citar Becker, 2000 e Lombardi Jr. 2002, trabalhos que estudam a estabilidade para diversas situações e as influências das dimensões e características de massa do sistema sobre os limites de estabilidade.

Embora a preocupação com a segurança de uma cadeira de rodas possa parecer excessiva, encontra-se como justificativa o fato de que segundo Dvorznak et al., 2001, ocorrem anualmente cerca de 36000 acidentes com usuários de cadeiras de rodas, sendo que em quase sua totalidade estes acidentes correspondem a tombamentos e quedas.

Esta informação justifica que o controle de uma cadeira de rodas inteligente possua elementos para evitar acidentes, que se são prejudiciais a pessoas sem limitações de movimento, mais preocupantes se tornam quando envolvem usuários que não possuem facilidades de amortecer ou mesmo evitar a queda.

O equacionamento desenvolvido nesta seção será implementado no sistema de modelagem da dirigibilidade da cadeira de rodas para permitir que sejam simuladas condições prejudiciais à estabilidade, e da mesma forma o sistema de controle passará a utilizar este equacionamento para evitar situações de risco ao usuário de cadeira de rodas.

Mesmo buscando uma modelagem mais completa algumas hipóteses devem ser consideradas para tentar simplificar estas equações. As hipóteses podem ser citadas como sendo:

- O sistema composto pelo veículo, seus componentes e sua carga pode ser considerado como um corpo rígido e simétrico ao longo do plano sagital.
- Os ângulos de escorregamento lateral, ψ_i , são pequenos e assume-se uma relação linear entre eles e a força de atrito.
- Considera-se que a força lateral é perpendicular ao plano da roda e age diretamente sobre a projeção do centro da roda.

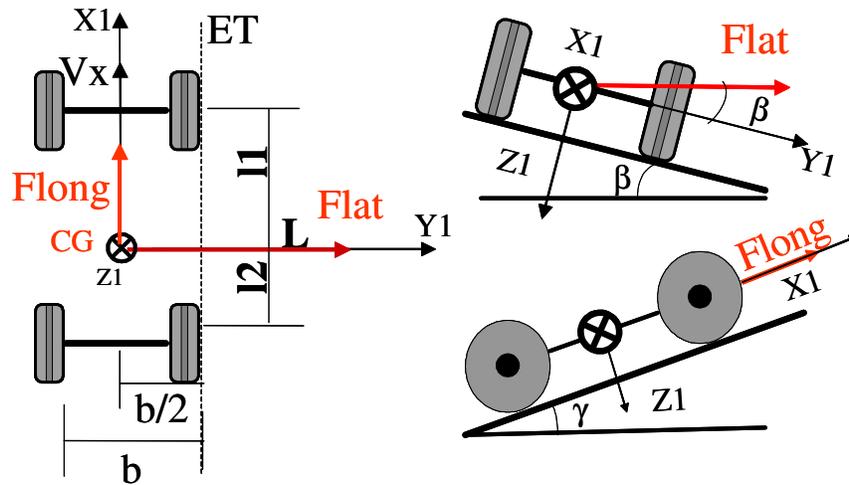


Figura 3.4 – Geometria para o veículo nas vistas superior e posterior

As forças imprimem acelerações tangencial e radial ao CG da cadeira de rodas, que no sistema móvel estão dispostas respectivamente nos eixos X_1, Y_1 e Z_1 são os mesmos definidos no Anexo 01. Assim na forma vetorial têm-se para as forças longitudinal (Flong) e lateral (Flat) apresentadas na (eq. 3.3):

$${}_1\vec{F}_{long} = m \cdot a_x \cdot \begin{Bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad {}_1\vec{F}_{lat} = \frac{mV_x^2}{R} \cdot \begin{Bmatrix} 0 \\ \cos(\gamma) \\ \sin(\gamma) \end{Bmatrix} \quad (\text{eq. 3.3})$$

O ângulo γ é a inclinação da força lateral em relação ao eixo Y do sistema. Necessita-se agora definir o vetor \mathbf{R}_{ET} , que sai do eixo de tombamento ET do veículo e vai até o CG do mesmo, (eq. 3.4):

$${}^1R_{et} = \begin{Bmatrix} 0 \\ -b/2 \\ -h \end{Bmatrix} \quad (\text{eq. 3.4})$$

Deve-se efetuar a somatória de momentos em relação ao eixo de tombamento ET no sistema móvel 1, como representado a seguir:

$$\sum M_{ET} = {}^1\vec{R}_{et} \cdot {}^1\vec{F}_{long} + {}^1\vec{R}_{et} \cdot {}^1\vec{F}_{lat} + {}^1\vec{R}_{et} \cdot {}^1\vec{W} = 0 \quad (\text{eq. 3.5})$$

Aplicando as transformações de coordenadas necessárias tem-se como expressão geral para o equilíbrio do sistema composto pela cadeira de roda e seu ocupante a (eq. 3.6):

$$\sum M_{ET} = \begin{Bmatrix} h.m.\cos(\gamma) \frac{V_x^2}{R} - \frac{1}{2} b.m.\sin(\gamma) \cdot \frac{V_x^2}{R} - \frac{1}{2} b.\cos(\beta) * \cos(\gamma) * m.g + h.\cos(\beta) \cdot \sin(\gamma) m.g \\ -h.m.a_x + h.\sin(\beta) m.g \\ \frac{1}{2} b.m.a_x - \frac{1}{2} b.\sin(\beta) m.g \end{Bmatrix} \quad (\text{eq. 3.6})$$

Pela equação geral desenvolvida na equação (eq. 3.6) pode-se determinar o limite de estabilidade do sistema para qualquer condição de planos inclinados, ou movimentos sejam eles com velocidade constante retilíneos ou acelerados e curvilíneos. Para tanto basta determinar qual variável de interesse é capaz de tornar nulo o momento M_{ET} em um determinado eixo (X_1 , Y_1 , ou Z_1) do sistema solidário à cadeira de rodas.

É possível chegar às mesmas conclusões encontradas no trabalho de Lombardi Jr., 2002, sobre a influência das características geométricas e de massa do sistema para aumento de sua estabilidade. Como resultado das simulações para cada situação de movimento de interesse tem-se que os limites serão maiores quanto maior for a distância entre eixos (b) da cadeira de rodas, menor for a altura do centro de gravidade (h) do sistema e quanto maior for o raio de curvatura do sistema (R). Quanto a tombamentos frontais e traseiros como são condições antagônicas para o primeiro caso é preferível que o centro de gravidade esteja posicionado mais próximo ao eixo traseiro, portanto $l_1 > L/2$ e no segundo caso, o inverso, ou seja, $l_2 > L/2$.

3.3.1 Análise da Sensibilidade Paramétrica da Estabilidade

O objetivo desta seção é determinar baseado nos resultados anteriores qual ou quais variáveis geométricas do sistema contribuem para um aumento dos limites de velocidade e com isso diminuindo o risco de quedas e tombamento do sistema.

Na seção anterior desenvolveu-se um conjunto de equações para a estabilidade do sistema que leva em conta as variáveis geométricas de uma cadeira de rodas como a posição do CG, a largura da cadeira de rodas que em conjunto com variáveis de pista como, por exemplo, a inclinação de pista e o coeficiente de atrito, este modelo é capaz determinar a máxima velocidade que pode ser desenvolvida pelo sistema sem risco de queda.

Foi afirmado que para uma melhora da estabilidade do sistema algumas variáveis poderiam ser alteradas para que a velocidade limite fosse maior.

Em um projeto geralmente busca-se alterar a variável ou conjunto de variáveis que o resultado seja mais sensível, ou seja, pequenas alterações produzam grandes melhoras no sistema. Desta forma procedeu-se uma análise de sensibilidade do sistema quanto as variáveis geométricas visando um aumento na velocidade limite. Para esta análise foi utilizado o software Óptima 1.5[®], desenvolvido pela Dra. Silveira e Dra. Calvalca do Departamento de Projeto Mecânico da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP.

Segundo Aschar (1995), a utilização de técnicas estatísticas na engenharia relaciona-se com os seguintes aspectos: a) processos industriais: nos quais são melhoradas qualidade e produtividade; b) competição industrial: na qual pesquisa-se produtos otimizados dentro da realidade econômica e c) desenvolvimento de novos produtos e avaliação de desempenho: nas quais a estatística é utilizada de forma mais abrangente para analisar dados, em termos de otimização de projeto, confiabilidade e análise de desempenho.

A utilização de métodos estatísticos iniciou-se na década de 20, pelo pesquisador inglês *Sir* Ronald Fischer, que trabalhou na teoria de erros, redução de dados, estimação e distribuição de

dados e desenvolveu a técnica de análise da variância (ANOVA). Na década de 50, surgiu o conceito de projeto robusto, através dos trabalhos do engenheiro e pesquisador Taguchi, que tinha como objetivo reduzir a influência de fatores externos, para a obtenção de produtos e sistemas insensíveis a um grande número de fatores de ruído.(Siveira & Cavalca, 2004)

A análise utilizou um modelo de primeira ordem, ou seja, um planejamento experimental para 2^k fatores onde k é o número de fatores independentes correspondendo as variáveis geométricas de uma cadeira de rodas que poderiam ser alteradas durante o projeto. A tabela a seguir, Tabela 3.2, apresenta os dados utilizados para análise de sensibilidade do sistema:

Na Tabela 3.2 são apresentados os fatores sob os quais deseja-se conhecer a influência sobre o comportamento da velocidade limite também com variáveis definidas pela Tabela 3.3. Todos foram avaliados nos seus valores limites, segundo a ABNT 9050, sendo eles: h , altura do centro de gravidade variando de 0.25 m a 0.8 m; b , largura da cadeira de rodas, variando de 0.5 m a 0.7 m; L , comprimento total da cadeira de rodas, variando de 0.9 m a 1.1 m e $L2$, distância do centro de gravidade ao eixo traseiro, obviamente variando de 0 m a 0.9 m.

Tabela 3.2 – Dados de entrada e resposta para análise de sensibilidade paramétrica

h	b	L	L2	V_{limite1} (m/s)	V_{limite2} (m/s)
0.25	0.5	0.9	0	4.955669	4.817453
0.8	0.5	0.9	0	2.770303	2.52389
0.25	0.7	0.9	0	5.863627	5.744946
0.8	0.7	0.9	0	3.277867	3.071066
0.25	0.5	1.1	0	4.955669	4.817453
0.8	0.5	1.1	0	2.770303	2.52389
0.25	0.7	1.1	0	5.863627	5.744946
0.8	0.7	1.1	0	3.277867	3.071066
0.25	0.5	0.9	0.9	4.955669	4.817453
0.8	0.5	0.9	0.9	2.770303	2.52389
0.25	0.7	0.9	0.9	5.863627	5.744946
0.8	0.7	0.9	0.9	3.277867	3.071066
0.25	0.5	1.1	0.9	4.955669	4.817453
0.8	0.5	1.1	0.9	2.770303	2.52389
0.25	0.7	1.1	0.9	5.863627	5.744946
0.8	0.7	1.1	0.9	3.277867	3.071066

Como mencionado a análise de sensibilidade utilizou um modelo de primeira ordem e isto significa que os fatores independentes analisados são testados nos seus valores extremos inferior

e superior. Além disso, para avaliar a influência dos fatores foram utilizadas duas funções objetivo a primeira denominada $V_{\text{limite 1}}$, corresponde á velocidade limite no caso do sistema realizar uma curva plana e acelerada (1 m/s^2 e raio de 2,5 m), já a variável $V_{\text{limite 2}}$, corresponde a velocidade limite para o caso mais geral de movimento ou seja, curva em superfície com dupla inclinação ($\gamma= 7^\circ$ e $\varphi = 3^\circ$) e sistema com aceleração (1m/s^2), ambas as velocidades foram calculadas utilizando a equação (eq. 3.6) . A Figura 3.5, representa o gráfico de probabilidade normal para as duas funções objetivo.

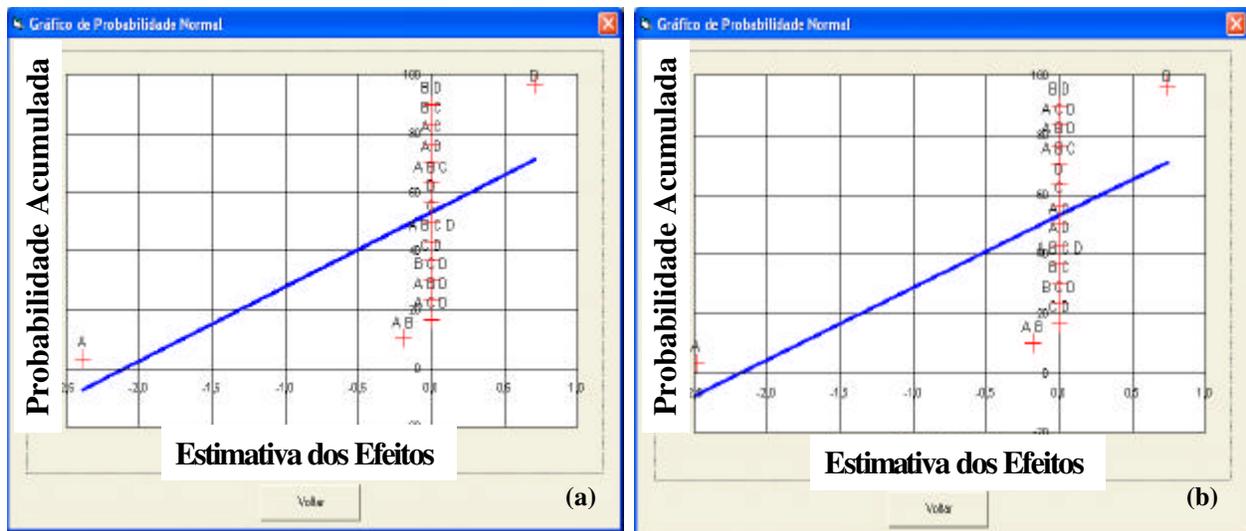


Figura 3.5 - Gráfico de Probabilidade Normal (a) $V_{\text{limite 1}}$ (b) $V_{\text{limite 2}}$

Coerentemente com o trabalho de Lombardi Jr. 2002, a análise ANOVA mostrou através dos valores obtidos que os fatores de influência, que são os valores indicados para cada uma das variáveis testadas, que os mais significativos à estabilidade do sistema são as variáveis h e b, respectivamente a altura do centro de gravidade e a largura da cadeira de rodas, para as demais variáveis os resultados foram insignificantes O que antes não pudera ser mensurado é o grau de influencia de cada uma das variáveis em relação à velocidade limite.

Como resultado da análise de sensibilidade para a primeira velocidade limite ($V_{\text{limite 1}}$) a influência da variável h foi de -2.85 de b, 0.705 e de ambas combinadas, ou seja, h e b foi de 0.195, os valores obtidos para $V_{\text{limite 2}}$ foram bastante semelhantes h, -2.485, b, 0.735 e h e b, 0.185. Os

valores negativos como resultado de h , indica que para aumentar a velocidade limite seu valor deve ser diminuindo enquanto que valores positivos indicam que a variável deve ser aumentada para que haja um aumento da função objetivo. Os gráficos mostrados na Figura 3.5, são lineares o que indica um boa coerência dos resultados com o modelo de primeira ordem adotado.

3.4 Dirigibilidade

Uma vez que já foram determinadas as velocidades limites para o movimento do sistema cadeira de rodas/usuário deve-se agora determinar uma equação para o movimento global da mesma representado no plano XY, pois uma vez conhecida a equação de movimento pode-se simulá-la em computador testando assim condições extremas de uso e simulações quanto ao sistema de controle da cadeira.

Este trabalho visa entender o comportamento do sistema dinâmico da cadeira de rodas iniciado por Huston, 1982, Chang e Lee 1990, de Vries 1996 e Becker, 1997, Lombardi Jr. 2002, Buckholtz, 2002, fornecendo um sistema de equações que representam o movimento do veículo em função da força de acionamento a ele imposta. Lembrando-se que para esta modelagem o acionamento dá-se pelas rodas traseiras e o esterçamento pelas rodas dianteiras.

Partindo-se do diagrama de corpo livre para o veículo Figura 3.6, aplicando as definições dos ângulos de escorregamento lateral das rodas (ψ_i) baseados nas equações (eq. A3.6) e (eq. A3.7) e com isso as forças transversais das rodas (F_y) baseados nas equações (eq. A3.8) e (eq. A3.9) pode-se determinar cada uma das forças transversal e longitudinal atuando sobre cada uma das rodas e utilizando o modelo de bicicleta “dobrado”, o que significa, usar o mesmo modelo, porém transladado da largura do veículo tem-se um modelo completo do veículo com quadro rodas.

Pode-se afirmar que o ângulo de esterçamento (δ_i) das rodas dianteiras conforme definido é igual ao ângulo β (ângulo entre a velocidade longitudinal e transversal da cadeira de rodas).

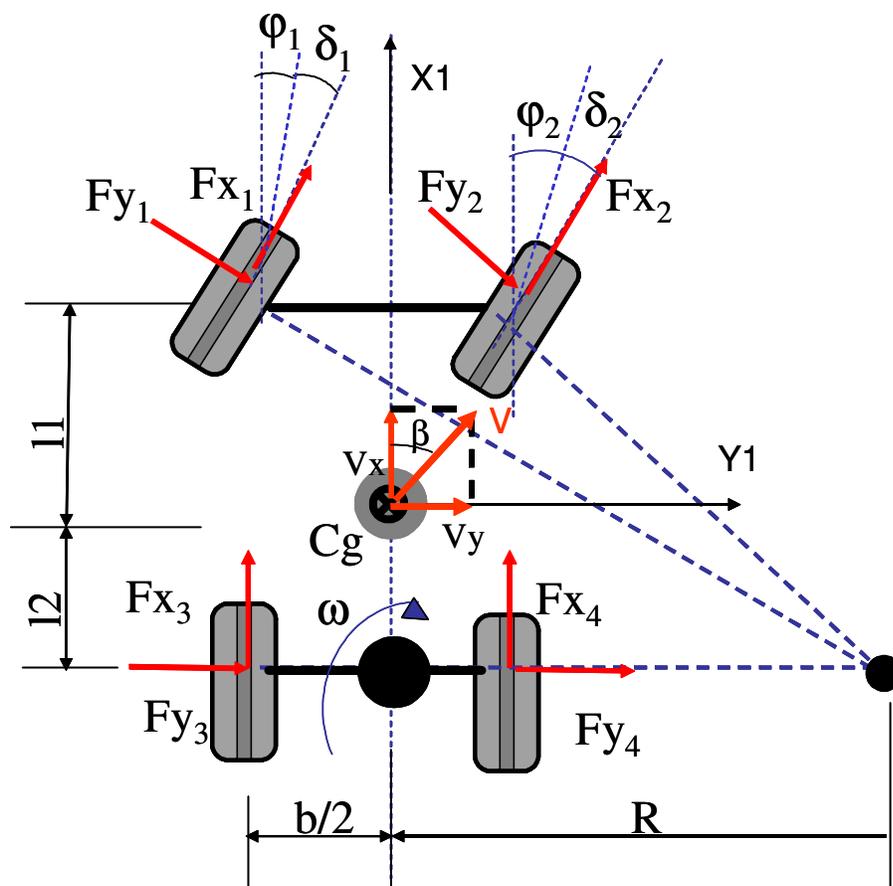


Figura 3.6 – Diagrama de corpo livre para a cadeira de roda em movimento circular.

Devido à configuração da cadeira de rodas, a qual possui as rodas dianteiras pivotadas, portanto com possibilidade de esterçamento sem necessidade da atuação de forças para que isto ocorra.

Vale ressaltar que a aplicação das equações de Newton-Euler-Jourdan será realizada em relação ao sistema móvel de referência solidário à cadeira de rodas, pois desta forma a matriz de inércia do sistema não se altera no tempo.

Outra importante informação, é que baseado na observação do comportamento real de uma cadeira de rodas manual, o somatório de momentos realizado para completar o equacionamento não foi efetuado sobre o CG da cadeira de rodas, mas sim sobre o centro do eixo traseiro, representado na Figura 3.6.

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

$$\Psi_1 = \delta_1 - \frac{Vy + l1.wz}{Vx + \frac{b}{2}.wz} \Rightarrow Fy_1^{esc} = C\Psi_f\Psi_1 \quad (\text{eq. 3.7})$$

$$\Psi_2 = \delta_2 - \frac{Vy + l1.wz}{Vx - \frac{b}{2}.wz} \Rightarrow Fy_2^{esc} = C\Psi_f\Psi_2 \quad (\text{eq. 3.8})$$

$$\Psi_3 = \frac{Vy - l2.wz}{Vx + \frac{b}{2}.wz} \Rightarrow Fy_3^{esc} = -C\Psi_t\Psi_3 \quad (\text{eq. 3.9})$$

$$\Psi_4 = \frac{Vy - l2.wz}{Vx - \frac{b}{2}.wz} \Rightarrow Fy_4^{esc} = -C\Psi_t\Psi_4 \quad (\text{eq. 3.10})$$

As forças Fy_1^{esc} , Fy_2^{esc} , Fy_3^{esc} e Fy_4^{esc} , ocorrem devido somente às velocidades nos eixos X e Y do sistema de referência solidário ao CG da cadeira de rodas, ou em outras palavras forças que representam a resistência ao escorregamento lateral das rodas devido ao movimento linear.

Existe ainda atuando sobre as mesmas mais uma força de atrito, que correspondem à resistência ao escorregamento das rodas no sentido transversal do movimento, ficando clara sua observação quando se realiza uma curva ou mesmo quando a cadeira de rodas está posicionada em um plano inclinado. Este termo tem característica linear a assume seu valor máximo representado pela equação (eq. 3.11):

$$Fat = \mu_{lateral} .Wz \quad (\text{eq. 3.11})$$

Segundo a referência apresentada no Anexo 02 na Figura A1.2, W_z o peso normal ao plano sobre o qual a cadeira de rodas se movimenta e $\mu_{lateral}$ o coeficiente de atrito correspondente ao escorregamento lateral das rodas, coeficiente que depende fundamentalmente dos materiais das rodas e do solo e sua direção é sempre contrária à direção da tentativa de movimento, sendo que

em casos práticos seu valor máximo é bastante elevado, necessitando portanto de grandes velocidade e manobras bastante bruscas para que a força de atrito seja vencida.

Para efeito de simulação não será considerado que exista escorregamento lateral do sistema, cadeira de rodas + criança, o que significaria que o mesmo estaria “derrapando” sobre a pista, condição não indicada para o uso de uma cadeira de rodas, principalmente quando esta é desenvolvida para crianças, pois o risco de acidente e/ou tombamento da mesma é muito elevado, e deve a todo custo ser evitado e como já mencionado e modelado esta condição deve ser evitada pelo sistema de controle como será mostrado futuramente.

Como deseja-se todas as forças atuantes na direção Y no sistema de referência solidário ao CG da cadeira de rodas deve-se acrescentar a estes valores as componentes na mesma direção determinadas nas equações (eq. A3.8), (eq. A3.9) e (eq. 3.11), desta forma resultando em:

$$Fy_1 = C\psi_f \psi_1 \quad (\text{eq. 3.12})$$

$$Fy_2 = C\psi_f \psi_2 \quad (\text{eq. 3.13})$$

$$Fy_3 = -C\psi_t \psi_3 \quad (\text{eq. 3.14})$$

$$Fy_4 = -C\psi_t \psi_4 \quad (\text{eq. 3.15})$$

Quanto as forças longitudinais das rodas (F_x) definidas em relação ao eixo X e Y solidário ao sistema de referência no CG da cadeira de rodas podem ser obtidas equações (eq. A1.10), (eq. A1.11), (eq. A1.12), (eq. A1.13), adicionadas da força de tração atuantes nas roda traseiras, o que resulta em :

$$Fx_1 = \mu \cdot \left(\frac{Wf}{2} \cdot \cos(\gamma) - Wf \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \right) \quad (\text{eq. 3.16})$$

$$Fx_2 = \mu \cdot \left(\frac{Wf}{2} \cdot \cos(\gamma) + Wf \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \right) \quad (\text{eq. 3.17})$$

$$Fx_3 = F_3 + \mu \cdot \left(\frac{Wt}{2} \cdot \cos(\gamma) - Wt \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \right) \quad (\text{eq. 3.18})$$

$$Fx_4 = \mu \cdot \left(\frac{Wt}{2} \cdot \cos(\gamma) + Wt \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \right) \quad (\text{eq. 3.19})$$

Os termos F_3 e F_4 , mostrados nas equações acima referem-se à força motora total aplicada a cada uma das rodas, ou seja, no caso de veículos automotores como automóveis e caminhões, a diferença entre as forças motoras é pequena de modo que pode-se considerar que: $\mathbf{F}(\mathbf{t})_3 = \mathbf{F}(\mathbf{t})_4$. Já existem sistemas como tratores com esteira onde durante a realização de uma curva, $\mathbf{F}(\mathbf{t})_3 \neq \mathbf{F}(\mathbf{t})_4$. Pois a mudança de trajetória é devido à diferença na força motora aplicada a suas rodas trativas.

Abre-se uma observação para as equações (eq. 3.18) e (eq. 3.19), que são definidas em função da força de propulsão da cadeia de rodas, porém em muitas literaturas é mais usual a definição das forças na direção longitudinal em função da potência aplicada às rodas trativas, neste caso bastaria-se substituir as forças F_3 e F_4 pelas expressões seguintes, o que não será realizado neste trabalho pois objetiva-se estudar as forças de propulsão e não a potência.

$$F_3 = \frac{P_3(t)}{(Vx + b / 2 \cdot wz)} \quad (\text{eq. 3.20})$$

$$F_4 = \frac{P_4(t)}{(Vx - b / 2 \cdot wz)} \quad (\text{eq. 3.21})$$

Observação: No cálculo das forças de atrito utiliza-se a distribuição de pesos desenvolvida por Lombardi Jr. 2002

Observa-se que a variável μ representa não o coeficiente de atrito entre a roda e o solo, mas sim a resistência ao rolamento desta em relação ao solo, por isso seu valor é mais baixo conforme mostrado na Tabela 3.3.

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

$$\sum Fx = m \cdot ax \Rightarrow$$

$$Fx_3 + Fx_4 + Fx_1 \cdot \cos(\delta_1) + Fx_2 \cdot \cos(\delta_2) - Fy_1 \cdot \sin(\delta_1) - Fy_2 \cdot \sin(\delta_2) - mg \cdot \sin(\phi) = m(\dot{V}_x - V_y \omega_z) \quad (\text{eq. 3.22})$$

$$\sum Fy = m \cdot ay \Rightarrow$$

$$Fy_3 + Fy_4 + Fy_1 \cdot \cos(\delta_1) + Fy_2 \cdot \cos(\delta_2) + Fx_1 \cdot \sin(\delta_1) + Fx_2 \cdot \sin(\delta_2) + mg \cdot \cos(\phi) \cdot \sin(\beta) = m(\dot{V}_y + V_x \omega_z) \quad (\text{eq. 3.23})$$

$$\sum Mz = Iz \cdot \dot{\omega}_z \Rightarrow$$

$$\frac{b}{2} \cdot (Fx_3 - Fx_4) + l1 \cdot (Fx_1 \cdot \sin(\delta_1) + Fx_2 \cdot \sin(\delta_2)) - l2 \cdot (Fy_3 + Fy_4) + l1 \cdot (Fy_1 \cdot \cos(\delta_1) + \dots$$

$$+ Fy_2 \cdot \cos(\delta_2)) + \frac{b}{2} \cdot (-Fx_2 \cdot \cos(\delta_2) + Fx_1 \cdot \cos(\delta_1) + Fy_2 \cdot \sin(\delta_2) - Fy_1 \cdot \sin(\delta_1)) = Iz \cdot \dot{\omega}_z \quad (\text{eq. 3.24})$$

Pode-se observar que está presente tanto nas equações (eq. 3.22) e (eq. 3.23) uma parcela que depende do peso do sistema e que varia com a inclinação da pista sobre a qual a cadeira de rodas se movimentava. Esta parcela é definida como a soma dos componentes da força peso nas respectivas direções X e Y definidas pela equações (eq. A1.1).

A solução para os sistema de equações algébrica mostrado acima em função das variáveis \dot{V}_x , \dot{V}_y e $\dot{\omega}_z$ é bastante simples e não será mostrado de forma explícita. Como mencionada anteriormente a condição de derrapagem da cadeira de rodas não será considerada.

Quanto ao esterçamento das rodas dianteiras é fato importante se observar que como em geral as mesmas são sempre rodas livres para quase a totalidade das cadeiras de rodas disponíveis no mercado pode-se assumir que o ângulo de esterçamento das rodas dianteiras (δ) é igual ao ângulo de escorregamento do veículo (β), pois este último representa o quanto à velocidade na direção longitudinal é maior que na direção transversal, sendo as rodas dianteiras livres é uma tendência que elas estejam exatamente nesta direção composta pelas duas velocidades do veículo

3.5 Estudo do Comportamento Dinâmico do Sistema

Na seção anterior foram desenvolvidas as equações dinâmicas para o sistema composto por uma cadeira de rodas e seu usuário, resultando nas equações (eq. 3.22), (eq. 3.23) e (eq. 3.24). Com elas é possível conhecer o comportamento dinâmico do sistema baseado na força de propulsão imposta pelo usuário, aqui denominadas de F_3 e F_4 , respectivamente representando a força imposta sobre os lados esquerdo e direito. Estas forças de propulsão são as mesma utilizadas na seção 1.6 para determinação dos esforços internos nas articulações dos membros superiores.

A modelagem dinâmica se junta neste momento com a modelagem biomecânica e com isso é possível compreender os esforços internos e seu efeito final que é o movimento desejado do sistema.

Desta forma partindo-se de uma capacidade de força que pode ser fornecida pelo usuário é possível conhecer o comportamento do sistema sujeito a esta força de propulsão em função de variáveis como ângulos de inclinação da pista, peso do sistema, e até mesmo interpretar se o sistema esta ou não próximo de um dos seus limites de estabilidade.

Para tanto foi desenvolvida uma rotina em Matlab®, cujo diagrama de blocos é apresentado a seguir:

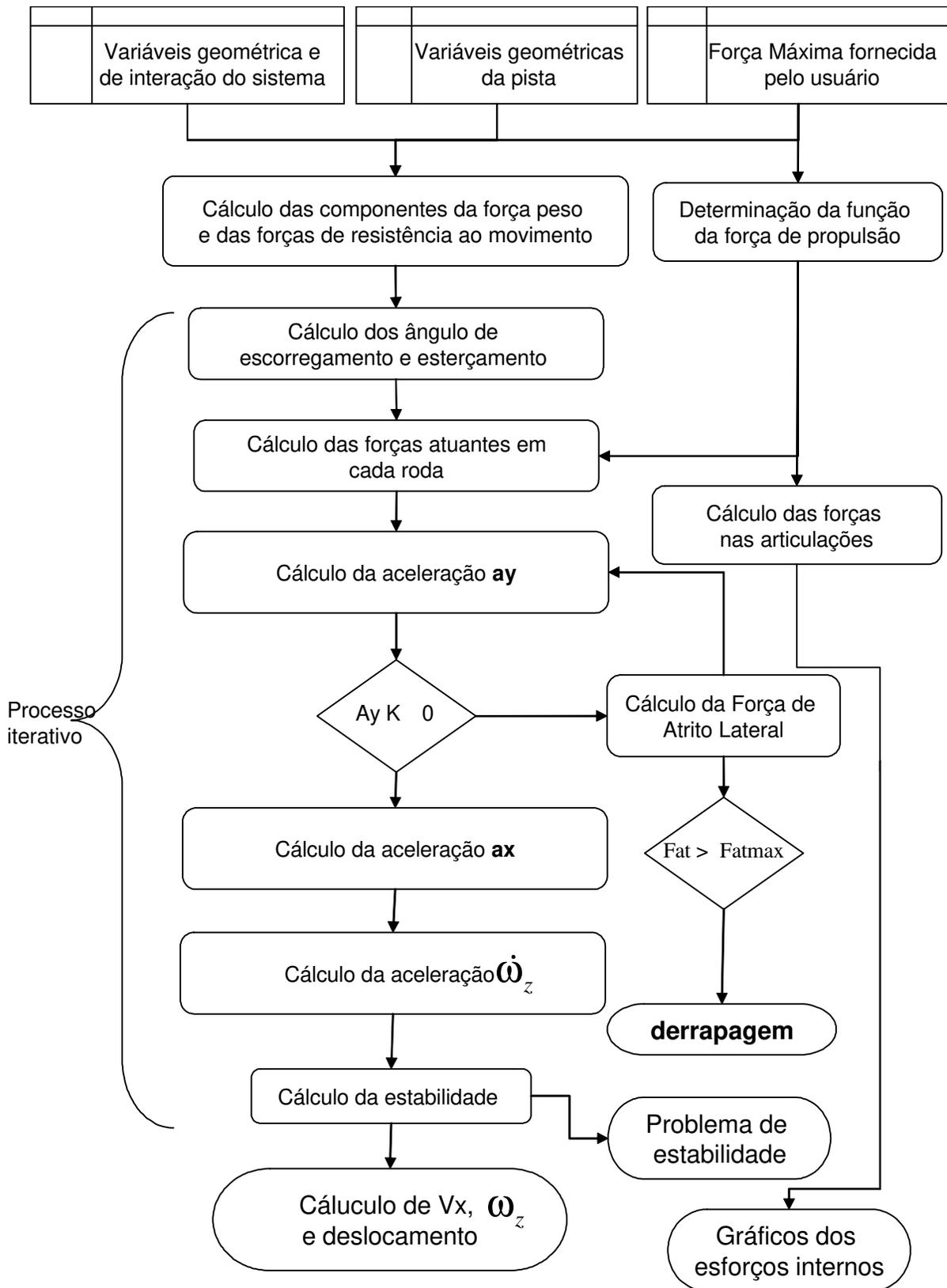


Figura 3.7 – Diagrama de Blocos do sistema dinâmico e da modelagem biomecânica.

O programa cujo diagrama de bloco é apresentado na Figura 3.7, permite a simulação do sistema composto pela cadeira de rodas e o usuário na possíveis situações do dia a dia, como por exemplo, movimentação em superfície plana, aclives e rampas inclinada, como variável de entrada para o mesmo tem-se três categorias: a primeira diz respeito às variáveis geométricas da cadeira de rodas como, largura, altura do centro de gravidade, massa total do sistema, coeficiente de atrito e rolamento, etc; a segunda, variáveis relacionada as condições de pista, ou seja, ângulos de inclinação da mesma, e finalmente a capacidade de exercer força propulsora, capacidade esta que está ligada ao usuário respeitadas as restrições impostas pela interface solo-roda.

Para as simulações foram utilizada os seguintes valores para as variáveis geométricas do sistema, apresentado na Tabela 3.3:

Tabela 3.3 – Definição das variáveis geométricas do sistema

Variável	Definição	Valor	Unidade
m_{cr}	Massa da criança	60	kg
m_{wh}	Massa da cadeira de rodas	50	kg
m	Massa total do sistema ($m_{cr}+m_{wh}$)	110	kg
L	Comprimento total entre eixos da cadeira de rodas	0.5	m
l_1	Distância do centro de gravidade ao eixo dianteiro	0.3	m
l_2	Distância do centro de gravidade ao eixo traseiro	0.2	m
h	Altura do centro de gravidade	0.5	m
b	Largura entre eixos da cadeira de rodas	0.7	m
I_{zz}	Momento de inércia do sistema $I_{zz} = m * (b^2 + h^2) / 12$	6.783	kg*m ²
μ	Coeficiente de rolamento	0.015	-
μ_{lat}	Coeficiente de atrito lateral	0.6	-
r_{roda}	Raio da roda da cadeira de rodas	0.254	m
r_{aro}	Raio do aro de acionamento da cadeira de rodas	0.188	m
T_1	Tempo necessário de crescimento contínuo da força de propulsão	0.5	s
T_2	Tempo onde a força de propulsão é constante	1	s
T_3	Tempo de retorno da mão ao ponto inicial do ciclo	1	s

Todos os gráficos apresentados nesta seção serão referenciados pela força propulsão fornecida ao sistema. A força de propulsão máxima exercida pelo usuário (F_{max}) foi considerada igual 16.19N, que é a força mínima necessário para vencer as forças de resistência o movimento do sistema definido pela Tabela 3.3, em uma pista de inclinação nula, ou seja, $\gamma = \phi = 0^\circ$.

Para a primeira simulação será testada a condição em que o usuário movimenta a cadeira de rodas sem que haja diferença na quantidade de força aplicada ao aro propulsor, o que significa que ambos os lados da cadeira de roda recebem a mesma força de propulsão.

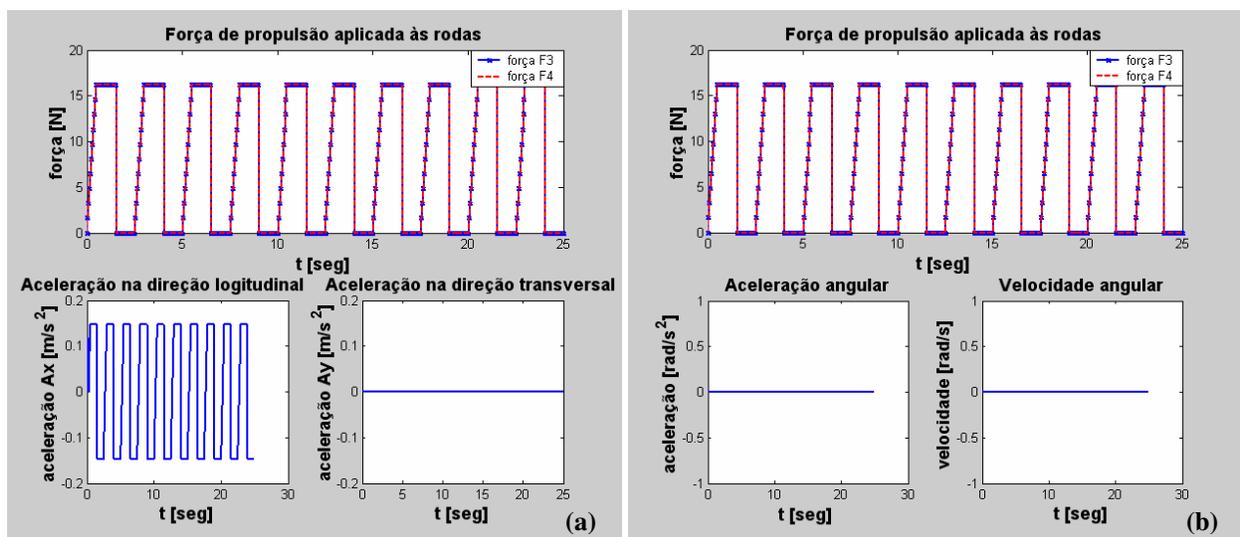


Figura 3.8 – Comportamento das acelerações longitudinal, transversal e angular do sistema.

A parte superior dos gráficos apresentados na Figura 3.8 (a), apresenta o comportamento das aceleração longitudinal, na direção do movimento, onde pode ser observado que o sistema se comporta de modo semelhante ao ciclo de propulsão, já a aceleração transversal é nula durante todo o estudo do movimento, isto porque para o sistema não é permitido o deslizamento lateral, o que indicaria que o sistema estaria “derrapando” e portanto representa um situação perigosa para o usuário.

A aceleração longitudinal do sistema oscila entre valores positivos e negativos sendo que a aceleração média é nula, a parte positiva da aceleração corresponde à fase em que o usuário está fornecendo torque ao sistema, ou seja, está aplicando força sobre o aro propulsor, e a parte

negativa representa o momento em que o usuário libera a mão do aro propulsor e, portanto a cadeira de rodas movimenta-se devido à sua inércia. Existe aumento da velocidade do sistema porque embora a aceleração média seja nula esta permanece por mais tempo positivamente e por isso seu efeito na velocidade é maior.

No tocante a aceleração angular, Figura 3.8 (b), esta também permanece nula, uma vez que as forças de propulsão em ambos os lados do sistema são iguais, não sendo gerado desta forma diferenças de velocidade entre as rodas e conseqüentemente não gerando momento sobre o eixo de giro do sistema, (ponto onde fora realizado o somatório de momentos, Figura 3.6), em vista disso a velocidade angular do sistema também é nula durante a simulação.

A próxima figura, Figura 3.9, apresenta o comportamento do sistema quanto a sua velocidade longitudinal e transversal, esta última como é de se esperar permanece nula durante a simulação uma vez que a aceleração transversal do sistema é nula, mostrado na Figura 3.8 (a) e o sistema não sofre derrapagem lateral como mostrado na Figura 3.10.

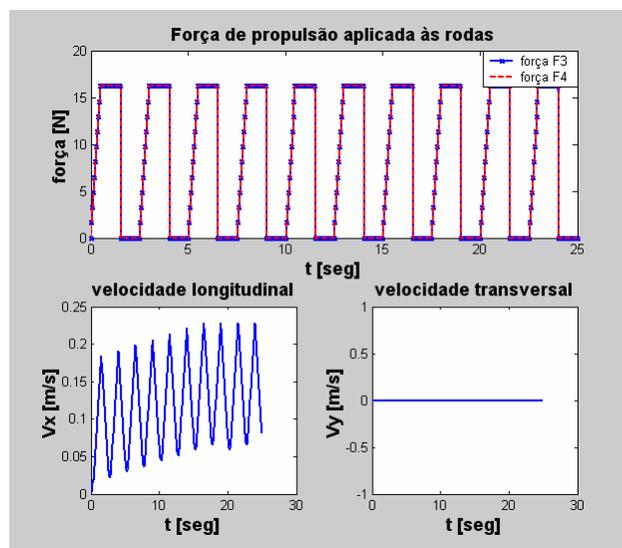


Figura 3.9 – Comportamento das velocidade longitudinal e transversal do sistema.

O comportamento da velocidade do sistema apresenta comportamento oscilatório, porém com velocidade média crescente, este comportamento se deve ao fato da aceleração oscilar entre valores positivos e negativos.

O comportamento da velocidade está intimamente ligado com os tempos do ciclo de propulsão e obviamente com as características do sistema como peso e atrito de rolamento entre a roda da cadeira e o solo, futuramente será apresentado o comportamento da velocidade em função dos tempos parciais do ciclo de propulsão.

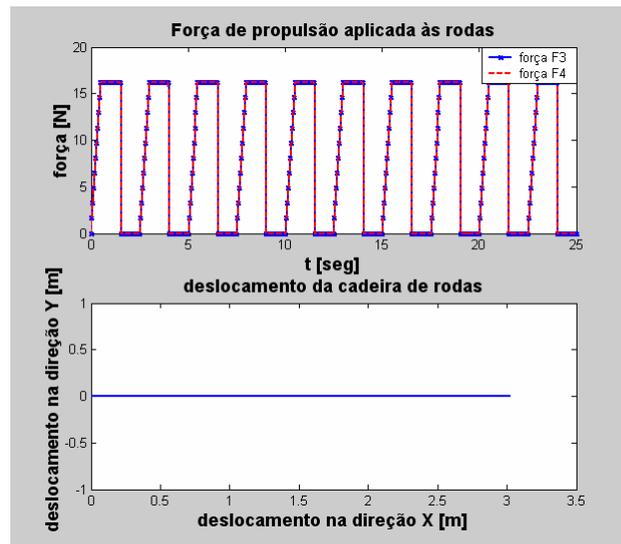


Figura 3.10 – Percurso descrito pelo sistema em função das forças de propulsão.

A Figura 3.10 apresenta o comportamento do deslocamento do sistema composto pela cadeira de rodas e seu usuário, observa-se que como não existe diferença entre as forças aplicadas nos lados esquerdo e direito do sistema seu deslocamento dá-se em linha reta, o deslocamento encontrado foi de 3,03 m este fato está ligado a variáveis do sistema como por exemplo o peso e os coeficientes de adesão entre o solo e as rodas e também com a força de propulsão, pois quanto maior a força maior serão as velocidades e os deslocamentos do sistema.

Como já fora mencionado a velocidade do sistema esta intimamente ligada ao ciclo de propulsão e como este varia de acordo com o tempo, o conhecimento do desempenho do sistema em função da propulsão é muito útil na busca de uma maior eficiência do mesmo, mantendo-se a força de propulsão máxima constante. Treinadores de equipes para-olímpicas podem se beneficiar destes dados para desenvolvimento de um padrão de propulsão que melhore o desempenho de seus atletas.

Para as simulações foram estabelecidos como tempos padrão para o ciclo de propulsão do sistema os mesmos apresentados na Tabela 3.3, e quando analisada a influência de cada parcela do ciclo o tempo foi variado entre 0.1 à 2 segundos.

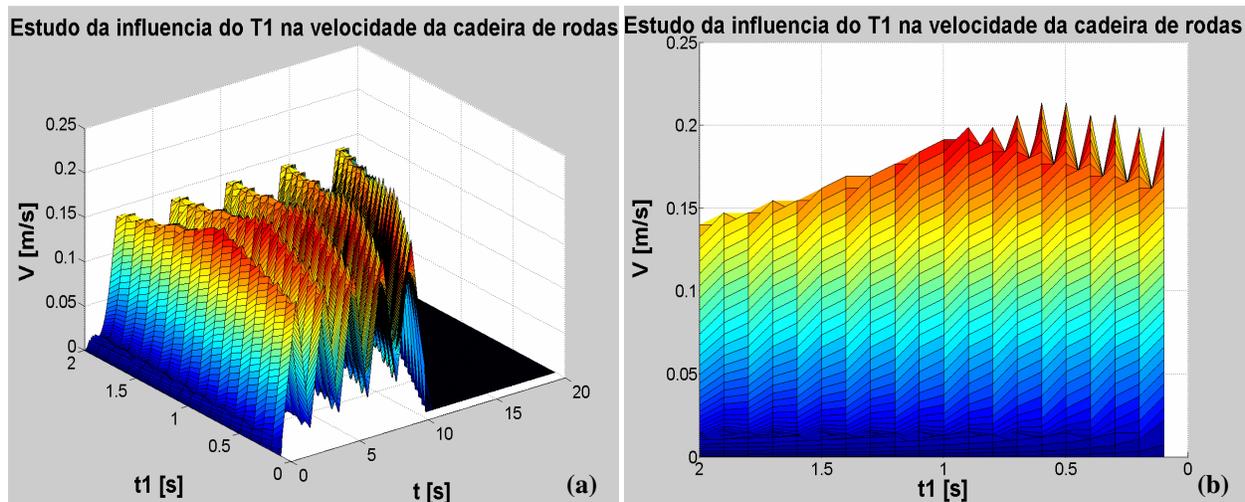


Figura 3.11 – Influência da variável T1 do ciclo de propulsão sobre a velocidade

A Figura 3.11 (a), apresenta o comportamento da velocidade em função do tempo T1 do ciclo de propulsão da cadeira de rodas, o sistema foi analisado durante 10 ciclos de propulsão, por isso, pode-se observar que o tempo total de análise cresce a medida que a variável aumenta. Esta informação será válida para todas as análises uma vez que o tempo total de cada ciclo de propulsão é dado por $(T1+T2+T3)$.

O comportamento do módulo da velocidade pode ser mais claramente observado através da Figura 3.11 (b), que é uma vista ortogonal do gráfico, como T1 representa o tempo durante o qual a força cresce apresentando um ponto de máximo para $T1 = 0.3$ segundos, este ponto representaria o ponto de máxima eficiência do ciclo de propulsão em relação à variável T1.

Um comportamento inesperado foi encontrado para a variável T2, ou seja, para o tempo no qual a força de propulsão é mantida constante durante o ciclo, apresentado na Figura 3.12. Esta variável na faixa estudada apresenta nitidamente um ponto de máximo, próximo de 1 segundo, sendo que a máxima velocidade após este ponto decresce, mostrando nitidamente um ponto onde a eficiência de propulsão é máxima.

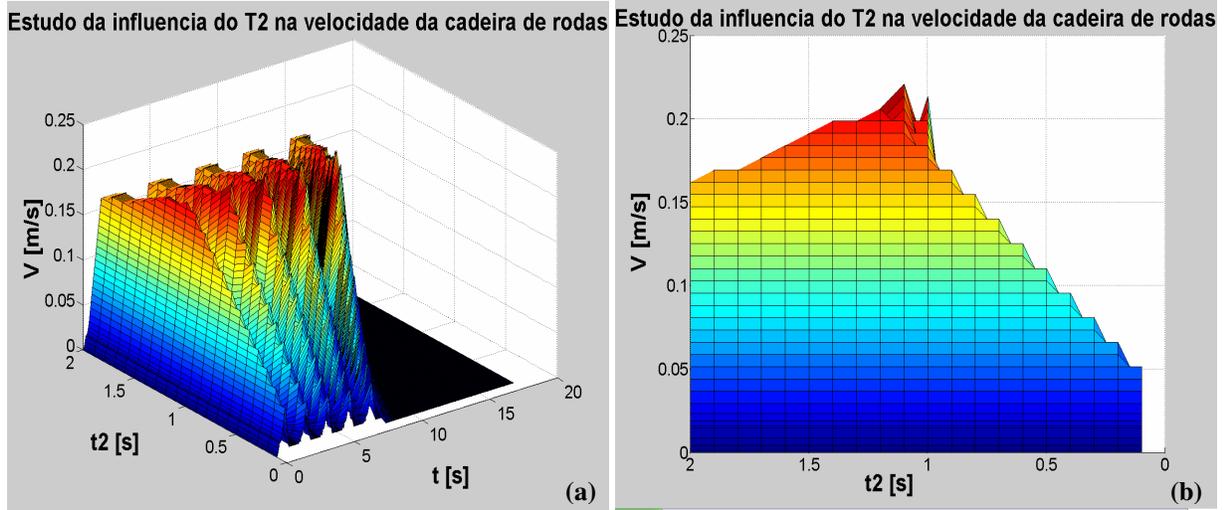


Figura 3.12 – Influência da variável T2 do ciclo de propulsão sobre a velocidade

Como comentado anteriormente, o tempo total da análise também diminui com a diminuição desta variável de forma mais marcante que o apresentado para a variável anterior devido a sua maior proporção em relação ao ciclo total e também sua grande influência sobre a velocidade do sistema, pois quanto menor sua duração menor a aceleração da cadeira.

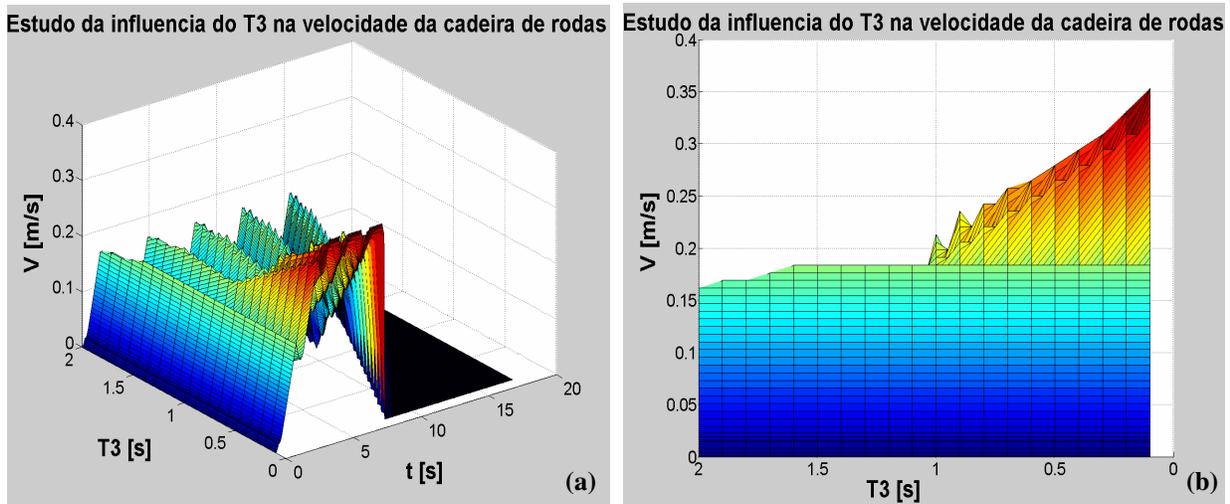


Figura 3.13 – Influência da variável T3 do ciclo de propulsão sobre a velocidade

A Figura 3.13 (a), representa o comportamento do velocidade em função da variável T3 e a variação do máximo valor da velocidade pode ser mais claramente observado através da Figura 3.13 (b), que é uma vista ortogonal do gráfico, como T3 representa o intervalo de tempo entre o

final de um ciclo e o início do próximo, era de se esperar que a medida que este diminui a velocidade final do sistema aumenta, de tal modo que a maior eficiência do sistema aconteceria quando este tempo tendesse a zero.

Esta diminuição do intervalo entre os ciclos de propulsão está mais intimamente ligada com o condicionamento físico do usuário, pois a repetição dos ciclos em intervalos menores necessita de maior capacidade tanto muscular quanto respiratória do mesmo.

É importante também observar que a influência deste parâmetro é mais marcante para a faixa menor que 1 segundo, pois para ciclos onde este parâmetro é maior sua influência é bem menos marcante.

A simulação a seguir representa a variação na frequência de propulsão do sistema, mais especificamente da variável T3 do ciclo propulsão do usuário, para tanto o sistema é simulado durante a repetição de 5 ciclos de propulsão com T3 igual a 1 segundo e mais 5 ciclos com T3 igual a 0.5 segundos, desta forma representando a transição do aumento da frequência de propulsão pelo usuário.

Como apresentado na Figura 3.14 (a), o sistema sofreu uma variação da velocidade média quando da diminuição do intervalo entre as repetições do ciclo de propulsão (T3) conforme era de se esperar de acordo com o mostrado anteriormente. Como a variação da variável T3 foi realizada de forma brusca, de 1 para 0.5 segundo, a variação da velocidade deve seguir o mesmo padrão.

É importante também observar que o deslocamento total do sistema, Figura 3.14 (b), foi de 3,43 m apresentando variação significativa (aproximadamente 13,4%) se comparado com o caso padrão apresentado na Figura 3.10, a principal diferença entre as duas simulações está na velocidade com que a distância é atingida sendo que nesta última a velocidade média da segunda metade da simulação (T3 = 0,5 segundos) é consideravelmente maior que no caso T3 = 1 segundo.

É regra geral tanto em crianças como adultos que exista uma pequena diferença entre a força exercida pelos membros superiores esquerdo e direito, mas em crianças que sofrem de paralisia cerebral (encefalopatia) esta diferença é bastante acentuada. (Diament, 1996, Bobath, 1979) Sendo uma lesão anatomopatológica geralmente estacionária, sendo que em geral pacientes têm encontrado melhora em seus quadros, mas ainda apresentam seqüelas a ponto de em uma cadeira de rodas tornar-se difícil o movimento em linha reta.

Com isso pode-se então esperar que uma criança que utilize cadeira de rodas para sua locomoção, seja esta utilização temporária ou mesmo permanente, presente em graus maiores ou menores alguma diferença entre sua capacidade muscular destra ou canhota, é importante, portanto conhecer a influência desta disparidade sagital sobre o deslocamento da cadeira de rodas.

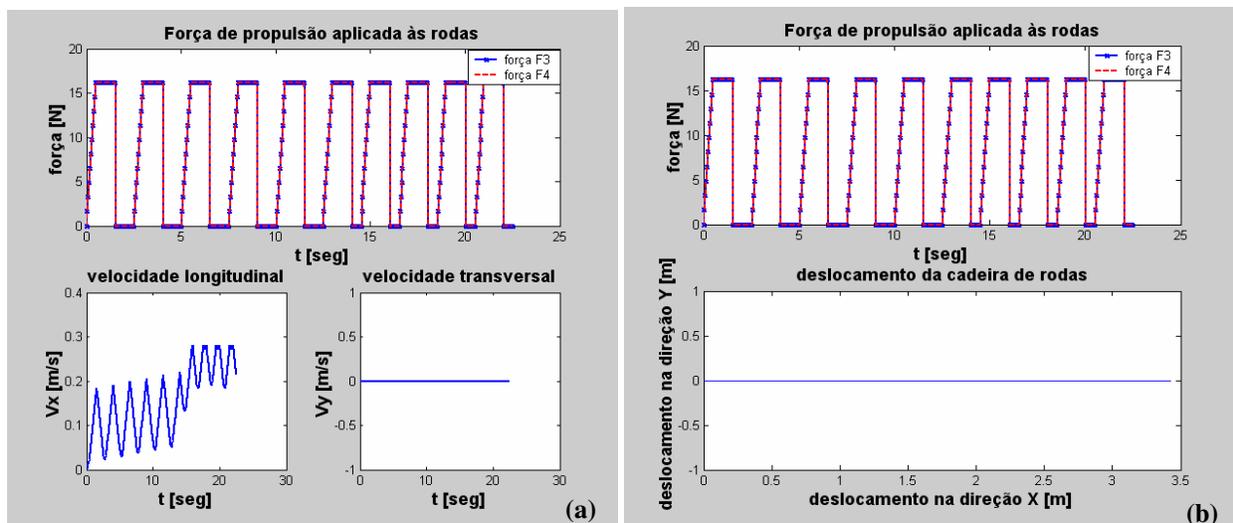


Figura 3.14 - Representação do comportamento da Velocidade (a) e deslocamento (b) do sistema com variação no intervalo de repetição dos ciclos de propulsão

A Figura 3.15 a seguir, mostra as principais diferenças que ocorrem no sistema quando da aplicação de forças de propulsão diferentes entre os lados direito e esquerdo da cadeira de rodas, representando um situação em que o usuário sofresse de um pequena disparidade no plano sagital.

Para simulação dos resultados foi considerado que o usuário fosse capaz de fornecer uma força de 16.19 N do lado direito e uma força de 17.80 N do lado esquerdo, portanto uma diferença de 10%. É apresentado na Figura 3.15 (a) o comportamento da aceleração e velocidade angular do sistema, pode ser observado que neste caso ambos apresentam valores diferentes de zero decorrente da aplicação de forças diferentes entre os lados da cadeira e que terão influência no deslocamento do sistema como um todo

Na Figura 3.15 (b), que apresenta o deslocamento do sistema é encontrado, ao contrário dos casos anteriores, uma curvatura para direita do deslocamento, isto porque a maior força foi aplicada no lado esquerdo do sistema o que é bastante coerente com situações práticas. O deslocamento na direção X foi de 3,31 m enquanto na direção transversal, -0,62 m.

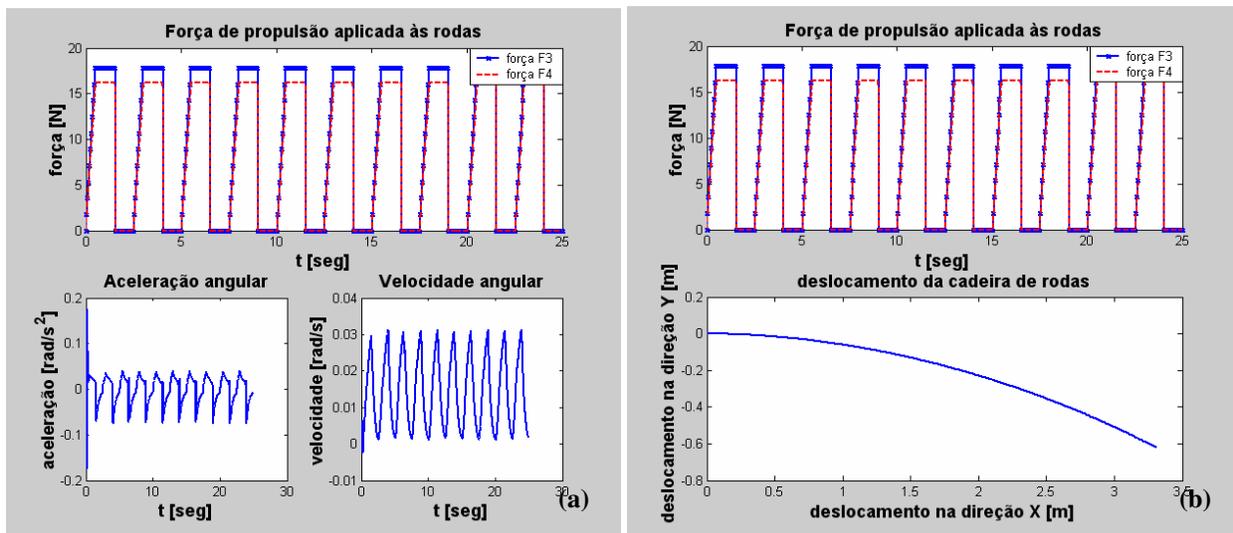


Figura 3.15 – Comportamento do sistema quando aplicado diferença forças de propulsão entre as rodas

O desvio de trajetória foi um valor muito significativo indicando que seria necessário ao usuário uma correção na trajetória para atingir seu objetivo, esta correção implica necessariamente na aplicação de mais força e também na repetição de um número maior de ciclos de propulsão. Tudo isto contribui para que o desgaste do usuário seja maior e com isso o risco de desenvolver LER aumente

Devido ao comportamento apresentado na Figura 3.15, pode-se perceber que qualquer sistema de controle que se pretenda implementar deve ser do tipo colaborativo, como será apresentado futuramente, pois a interação entre as duas rodas motoras da cadeira é fundamental para que uma trajetória correta seja alcançada.

O desvio de trajetória não é obtido somente quando o usuário aplica forças diferentes em ambos os lados da cadeira de rodas, este também pode ocorrer quando existe uma defasagem de tempo entre os ciclos de propulsão. O sistema será simulado impondo-se uma defasagem de 0,5 segundos entre o início do ciclo de propulsão na roda do lado direito, o que implica que força de propulsão ocorre primeiramente sobre a roda direita e após 0,5 segundos o ciclo de propulsão é iniciado na roda esquerda, conforme mostrado na Figura 3.16 (b).

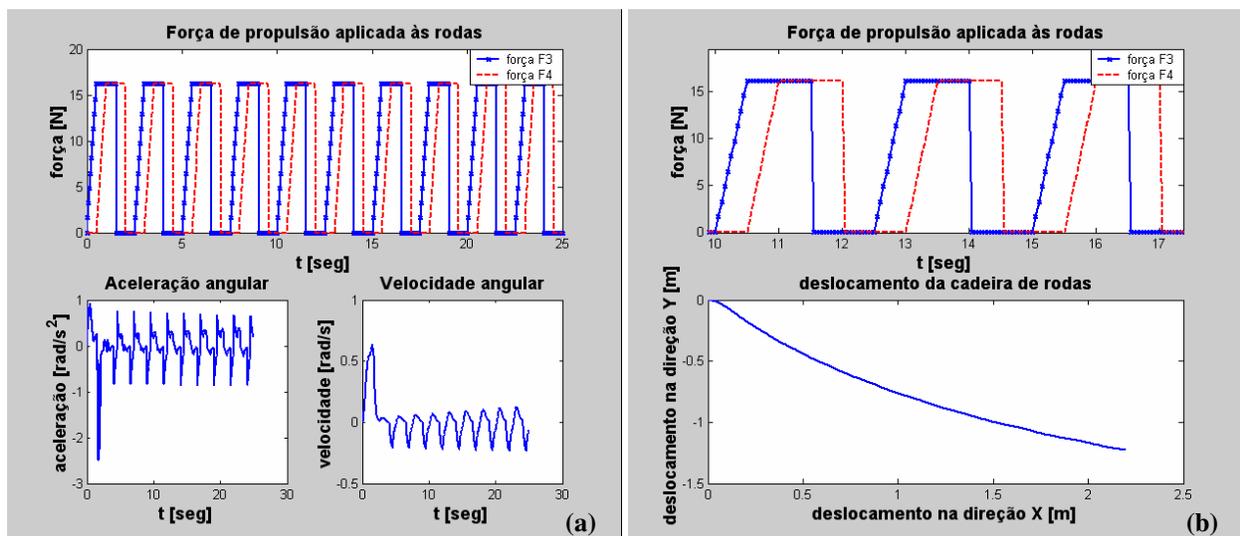


Figura 3.16 – Comportamento do sistema quando da aplicação de defasagem no ciclo de propulsão (a) aceleração angular e velocidade angular (b) deslocamento

Pode-se observar na Figura 3.16 que a aceleração angular e conseqüentemente a velocidade angular do sistema apresenta valores superiores aos encontrados quando o desvio de trajetória dá-se pela aplicação de esforços diferentes entre ambos os lados da cadeira de rodas. O desvio ocorre como era de se esperar para o lado direito do sistema, que primeiro sofre as influências da força de propulsão. O deslocamento de trajetória também é superior ao encontrado na simulação

anterior, diferença de forças, e assume um valor máximo de -1,23 m, enquanto seu deslocamento máximo na direção X é de 2,20 m.

Conhecendo-se o comportamento do sistema para cada uma das alterações do ciclo de propulsão, resta saber o comportamento do sistema sob a ação da disparidade sagital e também da defasagem temporal atuando conjuntamente no sistema para desta forma avaliar qual das possíveis variações do ciclo de propulsão é mais prejudicial ao movimento do sistema. Para tanto o sistema foi simulado com defasagem sagital de 10% do lado esquerdo e defasagem temporal de 0.5 s entre o lado esquerdo e direito.

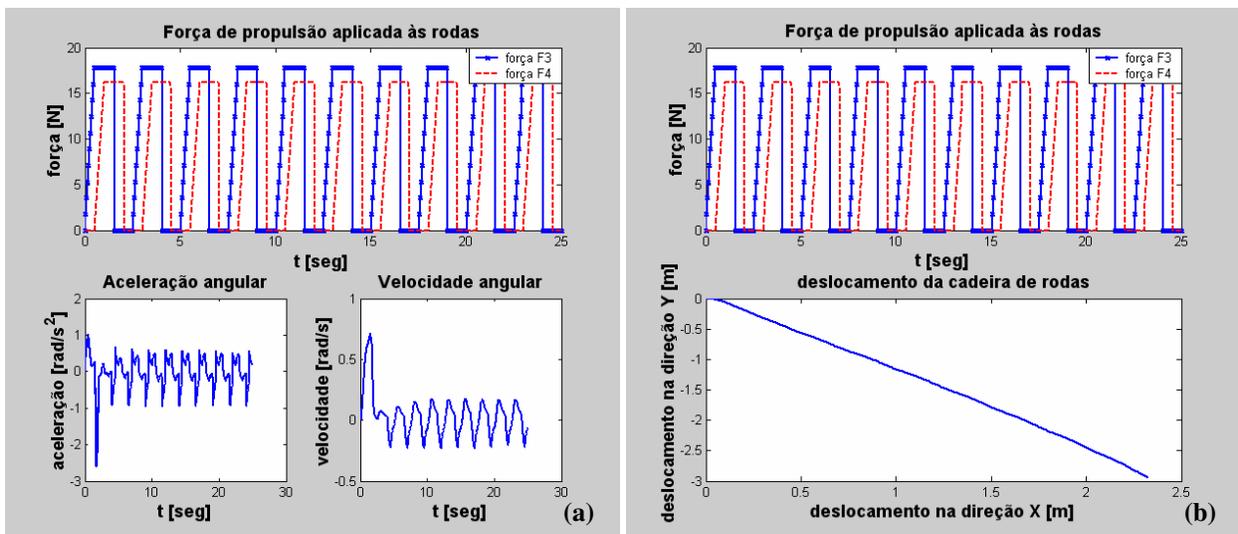


Figura 3.17 – Comportamento do sistema quando da aplicação de disparidade sagital e defasagem no ciclo de propulsão (a) aceleração angular e velocidade angular (b) deslocamento

Sob a ação tanto da disparidade sagital de 10% quanto da defasagem temporal de 0.5s, o sistema sofreu um desvio de trajetória de -2.9m, ou seja, 2.9m para a esquerda e como deslocamento na direção X o valor de 2.3m.

Pode-se observar pela Figura 3.17(b) que o comportamento do sistema sofre maior influência devido à defasagem temporal que a disparidade sagital, deste modo tanto o comportamento das acelerações e velocidades angulares Figura 3.17(a) assemelham-se ao comportamento descrito na seção anterior.

3.6 Conclusões

O objetivo deste capítulo foi a construção de um modelo matemático que representasse o comportamento dinâmico do sistema composto pela cadeira de rodas e o usuário, para tanto foi utilizada a modelagem de Newton-Euler e Jourdan juntamente com o modelo de bicicleta duplicado, uma metodologia bastante utilizada e aceita para modelagem de veículo que se mostrou bastante coerente também para a modelagem de uma cadeira de rodas que difere dos veículos automotores pelo fato do esterçamento ocorrer devido à diferença de força atuante nas rodas motoras, neste caso as rodas traseiras.

O modelo obteve sucesso na reprodução do comportamento dinâmico do sistema, ou seja, no comportamento das variáveis: aceleração, velocidade e deslocamento do mesmo, da mesma forma o modelo foi capaz de reproduzir o comportamento da cadeira de rodas quando do acionamento desta com alguma irregularidade no ciclo de propulsão, como por exemplo, disparidade sagital, defasagem do ciclo de propulsão, aumento da frequência de propulsão.

Um resultado importante foi a observação da influência dos tempos que definem o ciclo de propulsão sobre a velocidade do sistema. Foi observado que a mesma cresce com a diminuição do tempo de subida (T1) e de retomada (T3) do ciclo de propulsão, porém atinge um ponto de máximo quanto ao tempo de patamar (T2), ou seja, tempo no qual a força de propulsão permanece constante é igual a 1 segundo. Este resultado pode ser de extrema utilização nos treinamentos físicos de atletas para-olímpicos, ou mesmo na melhora do condicionamento de usuários comuns.

A construção de um modelo também é de extrema importância, uma vez que se diminui os custos com a construção de um protótipo e de testes além de permitir que várias variações tanto de ambiente como configurações do sistema sejam testadas em um intervalo de tempo bastante curto e sem que seja necessária instrumentação. Além disso o modelo servirá para testes de estratégias de controle que serão desenvolvidas no capítulo 5, bem como parâmetro para escolha da melhor solução.

Capítulo 4.

4 Arquiteturas e Metodologia para o Desenvolvimento do Sistema de Controle

A cadeira de rodas pode ser estudada de forma muito semelhante a um robô móvel, por isso a importância do capítulo anterior na modelagem do sistema dinâmico e agora com este capítulo busca-se a familiaridade com as estratégias e concepções de controle para robôs móveis que fornecerão elementos para o desenvolvimento de estratégias de controle do sistema servo-assistido. Desta forma obteve-se um ganho significativo na qualidade e complexidade do controle com a introdução de conceitos avançados quando comparados com as estratégias de controle das cadeiras de rodas motorizadas disponíveis.

Portanto o objetivo deste capítulo é a introdução de conceitos de estratégias de controle e também de uma metodologia de desenvolvimento de produto que devido à sua particular formulação (projeto axiomático) acredita-se ser uma das metodologias mais adequadas no desenvolvimento de lógicas de controle complexas.

Ao final deste capítulo ter-se-á conhecimento das principais estratégias de controle para robôs móveis, suas vantagens e desvantagens, principalmente no tocante ao controle colaborativo que é elemento fundamental para que a motorização das rodas, uma vez independente, produza os resultados esperados.

4.1 Sistema de Navegação

Segundo o dicionário Aurélio (1985), navegação é o ato de conduzir com segurança uma embarcação de um ponto ao outro da superfície terrestre, pode-se então com uma pequena extrapolação dizer que o sistema de navegação é um conjunto de informações e princípios que têm como objetivo conduzir um robô com segurança de um ponto a outro do ambiente.

Os robôs podem ser classificados, quanto ao seu sistema de controle da seguinte forma: robôs da primeira geração não possuem sensores e sim paradas mecânicas; os de segunda geração possui sensores que lhes indicam seu estado em relação à base, porém são incapazes de detectar mudanças no ambiente, e finalmente os de terceira geração, sensores capazes de notar mudanças do ambiente e interagir de forma inteligente com estas mudanças, nesta geração é que estão incluídos os robôs móveis. (Alves, 1988, Hwang & Ho, 1996)

Dadas as equações dinâmicas do movimento do robô, a função do controle é manter a resposta dinâmica de acordo com os critérios e performance previamente estabelecidos. Segundo Fu & Lee, 1987, é sempre muito fácil definir um problema de controle. Torna-se complicada sua solução devido a problemas de forças inerciais, forças de reações, vibrações, etc.

Em geral o controle consiste em duas etapas, (1) obter o modelo dinâmico do robô e (2) usar este modelo para determinar as leis de controle e estratégias para atingir os objetivos desejados, ou seja, navegá-lo por ambiente geralmente desconhecido. (Fu & Lee et al., 1987)

Um sistema de controle inteligente da navegação em tempo real, não necessariamente significa que deva ser rápido ou ágil, embora isto ajude, mas que deve estar atento às restrições dinâmicas do ambiente no qual está envolto e responder de forma adequada quando necessário. (Vicent et al., 2001)

O processo de navegação consiste basicamente em responder três perguntas básicas, que são comuns a todos as unidades de locomoção seja homem, animal ou mesmo robôs: Onde estou? Para onde vou? e Como chegar até lá? (Scatena 2003)

Como observado pelas definições anteriores o sistema de navegação depende fortemente de informações a respeito do ambiente para que possa tomar a melhor decisão, ou pelo menos a mais indicada do ponto de vista da estratégia do controle. Desta forma para uma mesma estratégia de controle pode-se afirmar que quanto melhor a qualidade e número de informações que esta receber mais eficiente será a navegação, novamente neste ponto é mostrada a grande importância do sistema de sensores para uma navegação precisa.

Esta informação aparentemente será em parte contrariada pela metodologia de projeto axiomático onde um dos axiomas, axioma da informação, sugere que o melhor projeto será aquele que possua menor número de informações. Porém este menor número de informações é na verdade um critério para seleção do melhor projeto proposto, ou seja, uma vez que várias são as soluções que satisfazem ao primeiro axioma, axioma da independência, a escolha do melhor será obviamente aquela que menor informação seja necessária, otimizando desta forma o controle.

Na robótica móvel, a interação de um robô com o ambiente de trabalho pode ser conseguida através de diversos sistemas de sensoriamento. As respostas obtidas a partir dos sensores influenciam o comportamento e as ações efetuadas por um robô (Vassalo 1998).

O sistema de navegação, ou a navegação propriamente dita é um conjunto de interações de três fatores básicos: o motorista, o veículo e o ambiente. (Milliken & Milliken 1995, Scatena 2003)

O motorista: é representado pelo homem ou pelo sistema de controle, suas funções básicas são: planejar a tarefa, perceber o ambiente e as possíveis trajetórias, analisar a melhor trajetória e o menor risco de acidente, tomar a decisão, ou seja, escolher a melhor, e controlar, fornecer as entradas e monitorar as saída de acordo com o planejado. Deve-se lembrar que quanto maior a velocidade do veículo e maior a variação do ambiente, menor o tempo de gasto com percepção, decisão e tomada de ação o que geralmente pode incorrer em acidentes, como por exemplo, os acidentes de trânsito.

Este é afetado por uma variedade de “entradas de motivação mental”, “entradas ambientais externas”, “resposta ao feedback da cadeira de rodas” (em termos de referência visual, aceleração lateral, velocidade yaw, etc) e informações que retornam via sistema de direção (esterçamento). E aplica entradas de força e posição de esterçamento através do sistema de direção, junto com aerodinâmica e distúrbios da rodovia, iniciando uma resposta do veículo.

No sistema estudado este elemento é representado pelo próprio usuário da cadeira de rodas, que através de sua motivação cognitiva indicará ao veículo, sua cadeira de rodas, o trajeto e também a velocidade com que deseja percorrer determinada distância, mas também, como será mostrado futuramente, o sistema de controle pode influenciar através da atuação sobre os motores na velocidade do sistema visando mantê-la em um patamar de segurança previamente estabelecido.

O veículo: corresponde a toda parte de estrutura e motorização que obedece aos comandos do motorista, é composto basicamente de um chassi, um sistema de potência, usualmente conhecido como “powertrain”, que corresponde ao motor e transmissões, um sistema de atuadores para controle (direção, controle de velocidade).

O ambiente: correspondendo aos elementos externos ao conjunto motorista e veículo, mas que servem como fatores de influências para as decisões tomadas pelo motorista, como por exemplo, obstáculos móveis ou fixos, características da pista: inclinação, curvatura, condições meteorológicas, etc.

4.2 Hierarquia de Controle

Para existir resposta do sistema de controle às entradas de sensores, surge a necessidade da interação dos robôs com o ambiente e seres humanos, o que significa que o sistema de sensoriamento deve ser supervisionado, manipulado e utilizado para colaborar no sistema de decisão.(Hwang & Ho, 1996)

Principalmente quando robôs móveis são utilizados em ambientes desconhecidos, ou seja, cujo mapeamento torna-se inviável, seja por mudanças ambientais, como em ambiente fabril devido à movimentação constante de objetos, ou ainda, devido ao desconhecimento prévio do ambiente a ser explorado, o sistema de controle tem como objetivo primário o conhecimento das circunstâncias à sua volta e a partir disso gerar ações apropriadas para o ambiente levando em conta sempre seus objetivos pré-definidos. (Scatena, 2003)

O trabalho com robôs móveis exige basicamente três etapas, a primeira e que depende exclusivamente do usuário é definir o objetivo da tarefa, e consiste em indicar exatamente o que o robô deve fazer. Em uma cadeira de rodas o usuário define a direção e a velocidade do movimento através da força de propulsão imposta sobre o aro.

A etapa seguinte consiste no planejamento da tarefa, esta etapa já passa a fazer parte do “cérebro” do robô, ou seja, do seu sistema de controle que deve possuir um algoritmo capaz de executar a tarefa seguindo as especificações do usuário. Para a motorização servo-assistida consiste basicamente em identificar qual a direção e velocidade do movimento através das entradas do usuário e também corrigir certas irregularidades do ciclo de propulsão, como por exemplo, a disparidade sagital.

A navegação também faz parte do sistema de controle, e é parte fundamental para robôs móveis, sendo que muitas vezes é o processo de navegação que determina o sucesso ou fracasso da realização da tarefa. A navegação consiste em três etapas básicas: mapeamento, que consiste em identificação do terreno e localização dos obstáculos, planejamento, escolha da melhor estratégia de evitar choques e transpor os obstáculos previamente mapeados, e direcionamento, que consiste no conhecimento das características dinâmicas do sistema motor para atuação sobre este buscando os resultados desejados.

Como o sistema estudado é composto de um usuário, que é capaz de realizar todo o processo de navegação do sistema, ou seja, o sistema de controle atua no movimento apenas para o fornecimento de força auxiliar de propulsão, controle de velocidade e controle colaborativo das rodas, toda a navegação e identificação de obstáculo fica a mercê do usuário, mesmo porque o

desenvolvimento desta habilidade é de fundamental importância para seu crescimento psicossocial.

Basicamente a hierarquia de controle pode ser representada pela Figura 4.1, a seguir, onde é mostrado de forma esquemática as atribuições tanto do usuário como do sistema de motorização e seu controle.

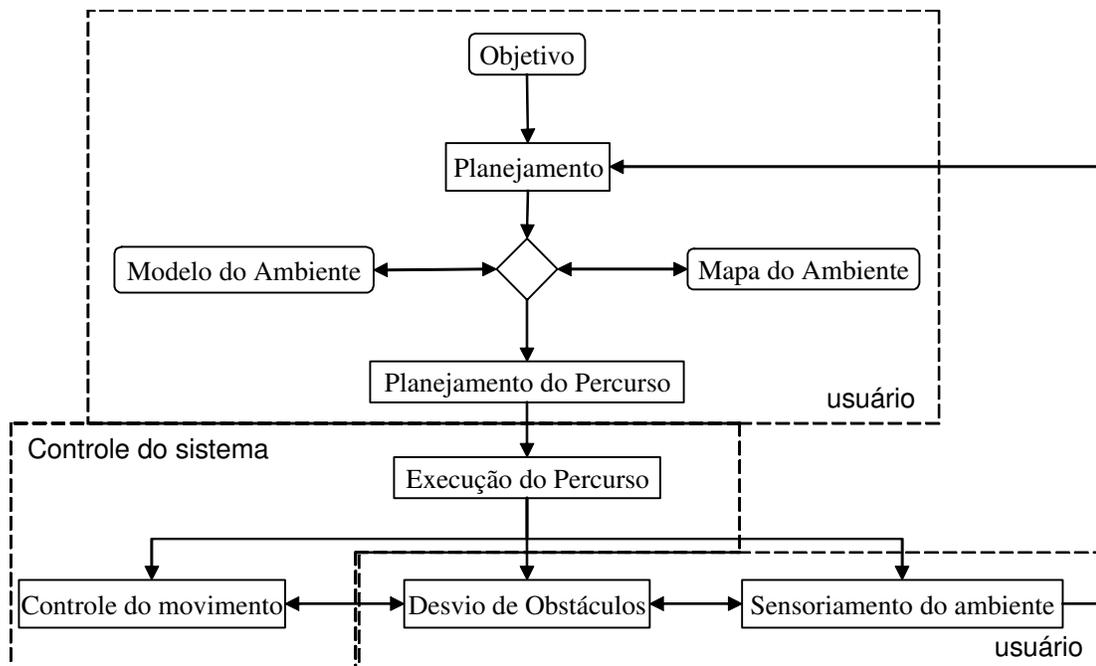


Figura 4.1 – Representação da hierarquia de controle de um robô móvel

4.3 Arquitetura de controle - Subsumption

Este tipo de arquitetura é bastante interessante para aplicação em robôs móveis, pois quando a inteligência é abordada de forma incremental, cada camada é responsável por um comportamento específico completo, independentemente das demais camadas, e com forte interface dos sistemas com seu ambiente real através de sensores e da ação. Desta forma o sistema é capaz de perceber modificações no ambiente e reagir a estas. Este tipo de arquitetura é muito adequada para satisfazer o primeiro axioma do projeto axiomático, axioma da independência.

Tradicionalmente o controle de robôs autômatos é feito dividindo-se as tarefas em unidades funcionais, sendo que cada unidade está ligada aos níveis vizinhos, de forma que um nível sozinho não é capaz de realizar nenhuma atividade, para qualquer mudança de atividade é necessário alterar o projeto como um todo.

Na arquitetura Subsumption o controle é dividido em módulos funcionais ou camadas, permitindo acrescentar um comportamento quando necessário. Na sua concepção o nível mais elevado assume o papel das camadas inferiores quando uma determinada configuração de sensores indica uma situação propícia para sua atuação. (Medeiros Jr., 2002, Jácomo, 2001, Sanchis et al., 2001)

Ou seja, o robô baseado nas informações retiradas do ambiente através de sensores passa a ter reações simples de arquiteturas individuais que o levam à cooperação destas e que resulta em comportamentos bastante complexos que seriam de difícil implementação em um sistema tradicional onde todos os módulos são dependentes entre si, respeitando o axioma da independência.

A aplicação deste sistema de inteligência em ambientes dinâmicos é capaz de reagir às mudanças do ambiente com um comportamento robusto mesmo na presença de incertezas.

Na verdade, a arquitetura subsumption poderia ser muito bem comparada com o sistema de auto-reflexo dos seres humanos. Quando se coloca a mão sobre uma superfície quente, sensores tácteis enviam informação para o sistema neuro-transmissor, coluna espinhal, que é a responsável por enviar os estímulos ao cérebro, processador central, para a tomada das decisões, mas que paralelamente também possui neurônios que reagem à sensação de calor e em um reflexo condicionado retira a mão da superfície.

A Figura 4.2, representa de forma simplificada a arquitetura de controle tradicional por unidade funcional e a arquitetura subsumption com a utilização de módulos funcionais.

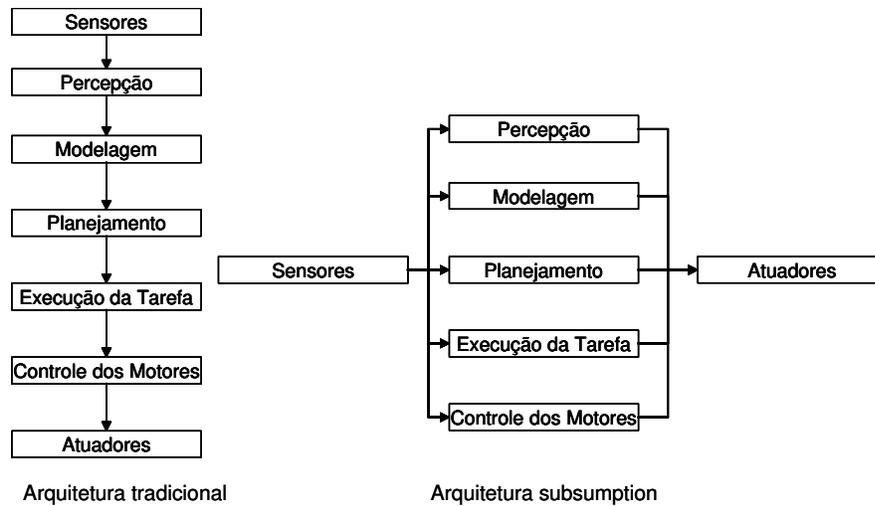


Figura 4.2 – Comparação entre arquitetura tradicional e arquitetura subsumption adaptada de Medeiros Jr., 2002 e Jácomo, 2001.

Principais vantagens deste tipo de arquitetura:

- Atividades simples dos níveis inferiores podem provocar reações rápidas, pois não se utilizam modelagens complexas do meio ambiente. O sistema está baseado no princípio de percepção-ação. A idéia é sentir o ambiente freqüentemente e assim ter uma idéia atualizada do que acontece.
- Têm-se múltiplas atividades paralelas por isso existe menor possibilidade de que qualquer mudança de estado do ambiente provoque um colapso total do sistema. No máximo incapacitaria algumas camadas do sistema.
- Cada camada de atividade pode ser imaginada como tendo seu próprio propósito implícito. A idéia principal é usar o mundo como seu próprio modelo e, continuamente, adaptar cada objetivo às condições atuais do ambiente real.
- A função do robô está implícita em suas camadas. (Jácomo, 2001)

Como desvantagens pode-se citar que sua complexidade é aumentada, uma vez que existe um maior número de tarefas sendo executadas ao mesmo tempo. (Medeiros Jr. 2002)

Para a arquitetura do sistema de controle da cadeira de rodas será adotado como sendo um subsumption uma vez que existirão estratégias para controle do acionamento dos motores,

correção da disparidade sagital, controle da velocidade e simulação da inércia. Todas estas sub-rotinas serão independentes entre si.

4.4 Sensores

Uma das principais características dos robôs móveis considerados inteligentes é o uso de sensores que os tornam capazes de operar em ambientes desestruturados, interagindo com o mesmo de forma mais flexível. Tais sensores permitem ao robô autônomo extrair informações do ambiente levando-o a reagir às mudanças do mesmo de forma inteligente. (Jácomo, 2001, Fu & Lee, 1987).

Um robô móvel atual é equipado com sensores que permitem a percepção do ambiente, total ou parcialmente desconhecido, e é dotado de capacidade de decisão que lhe permite cumprir uma tarefa sem intervenção humana. (Jácomo, 2001) Para uma cadeira de rodas a necessidade de sensores se limita ao controle do sistema de motorização delegando ao usuário a percepção do ambiente e a tomada de decisão.

Um sensor é um dispositivo que recebe um sinal (estímulo) e responde através de um sinal elétrico. Entende-se como estímulo a quantidade, propriedade ou condição que é detectada e convertida em sinal elétrico. Em outras palavras um sensor transforma uma grandeza em um sinal elétrico que posteriormente pode ser amplificado e modificado através de dispositivos apropriados.

Sistemas que não possuem capacidade sensorial têm sua utilização limitada a operações de seqüência fixa, mera repetição de movimentos, e atuam em ambientes muito estruturados, pois sem sensores não apresentam nenhum grau de autonomia e adaptação.

O termo sensor não pode ser confundido com o termo transdutor porque transdutor é um conversor de energia, ou seja, pode converter sinal elétrico em uma grandeza como deslocamento ou mesmo som, enquanto sensor converte qualquer energia em sinal elétrico.

Os sensores dividem-se basicamente em dois grandes grupos: os sensores ativos, que geram o sinal elétrico sem a necessidade de fonte de alimentação como células de carga piezoelétricas e os sensores passivos que geram o sinal elétrico, porém necessitam de uma fonte de alimentação como, por exemplo, straingages. Muitas outras classificações podem ainda ser acrescentadas a estas duas: sensores de contato e sem contato, indutivo, capacitivo, digitais e analógicos, etc.

Como já mencionado (Grassi, 2002, Vassalo, 1998) o sensor é uma parte vital para o bom funcionamento de um sistema móvel porque é este sistema e sua interação com o sistema de controle e com os atuadores que fornecerá ao sistema de controle informações sobre o ambiente e quanto melhor e mais precisas forem estas informações melhores serão os resultados das ações do robô.

O comportamento dos sensores também é um fator que deve ser levado em consideração quando da programação de um robô autônomo, pois na mudança de ambientes o comportamento deste pode tornar-se imprevisível, (Faria & Romero, 2002), por isso muitos esforços ainda são gastos com modelagem do ambiente antes do robô começar a interagir com este.

Outra classificação importante quanto ao tipo de sensores de movimento, principalmente quando relacionados aos robôs móveis, é quanto à informação acerca da posição, os sensores podem então ser de posição absoluta, onde a localização é dada através de coordenadas absolutas, e de posição relativa, onde a localização é fornecida através de diferença de distância entre dois objetos e entre duas posições.

4.4.1 Visão computacional

Como o próprio nome já define é a utilização de nossa maior e talvez mais importante habilidade sensorial, a visão, integrada ao ambiente computacional através de sensores próprios, geralmente câmeras digitais.

Visão é um dos mais poderosos e complicados sentidos que o ser humano possui. Através da visão, os seres humanos percebem as posições e propriedades dos objetos, assim como suas

relações entre si mesmos e o ambiente que os cerca. Devido a grande dificuldade encontrada na concepção e implementação da visão computacional em robôs, esta tem se desenvolvido baseada no aprofundamento da compreensão do sistema de visão biológico. (site: ITA/INPE)

Com o aumento da complexidade dos trabalhos em robótica, a cada dia aumenta a necessidade de maior precisão nos sistemas de controle, necessitando de sensores adicionais, como ultra-som e visão computacional, que são freqüentemente utilizados para melhorar a interatividade com o ambiente e o desempenho do sistema de navegação.

O tipo de sensores aplicados e a natureza das suas respostas definem a maneira como a informação extraída é trabalhada e utilizada nestes sistemas. (Vassalo, 1998)

Segundo Grassi Jr. (2002) e Vassalo (1998), este tipo de estratégia de conhecimento necessita da interação de vários sensores o que causa aumento da complexidade e custo do sistema de navegação, outra forma de obter um conhecimento acerca do ambiente é a utilização de um único sensor, que seria um sistema de visão computacional capaz de obter as informações necessárias acerca do ambiente, sendo mais específico um sistema de visão capaz de obter informação em um campo de 360° do robô, chamado de sistema de visão onidirecional, sendo útil quando é necessário obter informações, como localização de objetos, constantemente a cerca do ambiente em várias posições para o sistema de navegação.

A visão computacional desempenha papel de grande importância na robótica móvel. Quando se pretende utilizar o sentido da visão para a localização e navegação, problemas maiores surgem. A integração de câmeras de vídeo ao já complexo hardware traz complicadores, por exemplo, o tratamento e processamento destas imagens capturadas vão requerer rotinas elaboradas para a extração de informações úteis (Orth, 2001).

Os grandes desafios quando se fala de sensores visuais para robôs móveis são principalmente: o preço, a rapidez na resposta quanto à mudança de ambiente ou no ambiente, a dificuldade de programação ou da transformação das informações coletadas em dados de programação, e o fato da sensibilidade à luminosidade, sombras e reflexos.

Segundo Scatena, 2003, embora para projetos de navegação de robôs móveis, ainda haja uma predominância de projetos baseados na Inteligência Artificial, IA, o grande problema encontrado por estas técnicas ainda é o tempo de resposta, ou seja, o tempo que determinada técnica de IA demora na realização de todo seu procedimento e retornar a resposta para que seja tomada uma ação, isto ocorre devido à complexidade dos algoritmos de navegação necessitando por isso de máquinas cada vez mais velozes.

Cita-se como exemplo a pesquisa da cabeça de visão ativa TRC desenvolvida pelo Laboratório de Visão Computacional Ativa e Percepção ITA/INPE conforme é ilustrado na Figura 4.3.



Figura 4.3 – Foto da Cabeça de Visão Ativa – TRC site de pesquisa ITA/INPE

Neste trabalho o sistema de visão apenas foi citado por fazer parte do sistema de navegação, embora não seja necessário, uma vez que o objetivo deste é a substituição da função da visão do operador da cadeira de rodas por um sistema automático, e o objetivo deste trabalho ainda é a utilização da visão da criança como função de escolha do caminho a ser seguido, permitindo assim o aprendizado de conceitos como reconhecimento espacial do ambiente e senso de direção.

4.5 Sistemas Multi Agentes

A comunicação é uma ação de uma parte do organismo que altera o comportamento em um outro organismo. O processo de comunicação é geralmente conceituado como o fluxo de informação de uma fonte para um receptor através de um canal. As habilidades comunicativas adaptáveis são importantes não somente nos animais, mas também em outros agentes autônomos, tais como robôs (Schmajuk et al., 1999)

Coordenar o comportamento de múltiplos robôs móveis, ou mesmo de duas rodas com motorização independente, é crucial para fazer com que ocorra a cooperação entre eles e assim conseguir realizar tarefas que um único robô móvel não poderia realizar. (Yamaguchi, 2003)

Comunidades de agentes inteligentes são centro de atenção das pesquisas em Inteligência Artificial Distribuída (IAD), onde o enfoque tradicional da Inteligência Artificial, o do comportamento individual inteligente, é substituído pelo do comportamento social inteligente. IAD compreende linhas de pesquisas de interesses distintos, Resolução Distribuída de Problemas (RDP) e Sistemas Multi-Agentes (SMA), os quais acarretam diferenciações significativas na abordagem do tema organização. (Santos & Schiman, 1997)

Sistemas Multi-agentes são sistemas que se caracterizam por uma interação entre diversos agentes para cumprirem um objetivo final comum, podendo cada um deles ter objetivos diferentes ou até mesmo não ter nenhum (no caso de agentes reativos).

Há muitas e diferentes definições de agentes. Uma primeira abordagem é a que descreve um agente como um sistema computacional com as seguintes propriedades:

* Autonomia - os agentes funcionam sem a intervenção direta de humanos ou outros agentes, e têm algum tipo de controle das suas ações e estado interno.

* Sociabilidade - interagem com outros agentes (e se necessário humanos) através de um tipo de comunicação.

* Reatividade - têm uma percepção do ambiente, e respondem (atuam) de acordo com essa percepção.

* Pró-atividade - não só atuam em resposta ao ambiente, têm certos objetivos e tomam "iniciativa" de modo a tentar satisfazer seus objetivos.

Outra definição um pouco mais complexa e acrescenta noções como Conhecimento, Crença, Intenção e Obrigação.

Para o sistema de motorização servo-assistida, onde as rodas são motorizadas independentemente, os agentes (rodas motorizadas) atuam com *sociabilidade*, pois devem fornecer força auxiliar de propulsão e esta deve estar de acordo com a intenção do usuário quanto ao movimento, pois agindo independentemente o sistema poderá realizar mudanças de trajetória indesejadas, devido à aplicação de forças diferentes nos lados do sistema.

A abordagem Resolução Distribuída de Problemas (RDP) para criação de sistemas parte de um objetivo global, cuja resolução exige a integração indivíduos lógicos (robôs) em posições geograficamente distintas, podem ou não ter os mesmos objetivos individualmente. (Santos & Schiman,1997)

A organização escolhida para o sistema de agentes é imposta através da especificação de uma arquitetura pré-definida, que estabelece o fluxo de controle e comunicação a serem utilizados. (Santos & Schiman,1997)

De modo geral um sistema inteligente deve ser capaz de organizar suas ações de modo a evitar conflitos entre os membros do sistema e para que isso ocorra é necessário que haja comunicação entre os agentes ou entre os agentes e um controle central de forma que a coerência entre as ações individuais seja mantida.

4.5.1 Tipos de agentes

As definições sobre os tipos de agentes são importantes para situar o desenvolvimento do sistema de controle colaborativo da cadeira de rodas servo-assistida dentro da nomenclatura utilizada para sistemas SMA. Os agentes podem ser englobados em quatro grandes grupos:

* Reativos Simples - caracterizam-se essencialmente por usarem um conjunto de regras que perante determinada situação definem a ação a realizar, não mapeiam o ambiente e sim tomam as decisões baseados nas informações adquiridas a cada momento, ou seja, também não retém informações sobre o ambiente.

* Com Memória do Mundo - estes agentes aproveitam algum conhecimento que têm do ambiente que os rodeia e da informação da situação atual para definirem a ação a tomar.

* Geridos por Objetivos - perante uma determinada situação, estes agentes escolhem a ação a realizar com vista à realização de um dos seus objetivos previamente definidos.

* Baseados na Utilidade - diferenciam-se do caso anterior por fazerem ainda uma análise da utilidade, da ação a tomar, para a realização de um determinado objetivo. Esta análise pode ser utilizada no caso de conflito entre objetivos.

O agente que mais se adapta às necessidades de uma cadeira de rodas é o agente reativo simples, pois não existe a necessidade de armazenar dados com o decorrer do tempo, e deve reagir a situações de acordo com o programado.

4.5.2 Tipos de arquiteturas para controle SMA

Existem basicamente dois tipos de arquitetura: uma arquitetura hierárquica e uma arquitetura distribuída.

Há dois tipos de esquemas do controle para coordenar os movimentos colaborativos de robôs móveis segundo Yamaguchi (2003). Um controle baseado na modelagem e um controle baseado no comportamento. No controle baseado no modelo, a cinemática ou a dinâmica de cada robô móvel e interação entre os mesmos são modelados matematicamente. Para esta modelagem é importante o conhecimento de elementos como estabilidade e controlabilidade do sistema, que também é conhecido como controle hierárquico. Por outro lado, no controle baseado no comportamento, ou estrutura distribuída, as reações de cada robô aos estímulos que vêm dos outros robôs ou ambiente de funcionamento são projetados de acordo com cada tarefa.

A arquitetura hierárquica é caracterizada por dois níveis: programação e execução. No nível mais elevado, uma ordem de trabalho é recebida e planejada em uma programação estática, ou seja, o sistema supervisor além de especificar os objetivos planeja especificamente o comportamento de cada robô individualmente, evitando colisões com os outros robôs e obstáculos, e visando o objetivo global. O segundo nível fornece execução da ordem e seu detalhamento dinâmico. A realimentação é obtida monitorando o status da tarefa. (Yamaguchi 2003, Werger, 1999, Timmermans e Szakal, 1996)

A vantagem desta arquitetura é que como o controle é feito por um único controlador, permite a otimização global do planejamento. Uma desvantagem é o número elevado dos processos que controlam, o que requer uma capacidade computacional considerável, e aumenta o número das ligações de comunicação entre processos à medida que se aumenta o número de robôs. Em consequência o sistema de controle pode ser mais susceptível ao erro.

No pior caso, a metodologia centralizada perde a simultaneidade e seu planejamento do movimento torna-se por fim off-line. Em um planejamento off-line é necessário que o sistema supervisor consiga descrever o arranjo geométrico dos obstáculos estáticos no ambiente de trabalho, além da função de movimentação dos robôs e dos obstáculos móveis, sendo que qualquer novo obstáculo estático necessita de novo planejamento das ações. (Yamaguchi 2003, Werger, 1999 Timmermans e Szakal, 1996)

A arquitetura distribuída é caracterizada por controladores autônomos, ou seja, o controle é descentralizado, portanto não existe nenhum sistema supervisor. O último controlador na linha recebe uma ordem de trabalho que seja passada consecutivamente aos outros controladores como solicitação, ou seja, cada robô determina seu movimento em consulta a sua posição relativa aos outros robôs e ao objetivo, a fim de conseguir realizar a tarefa. (Yamaguchi 2003, Werger, 1999, Timmermans e Szakal, 1996)

Observa-se que numa estrutura descentralizada cada robô deve possuir um controle de sua posição relativa ao demais robôs e ao objetivo, o que significa que cada robô tem uma realimentação de posição, que é o mecanismo pelo qual cada robô interage com os outros. (Yamaguchi 2003)

Este método permite projetar, executar e testar um controlador individual, ao negligenciar a execução de outros controladores. A vantagem desta execução é a execução relativamente rápida das aplicações que constituem os controladores. Além disso, é fácil modificar o sistema e expandi-lo, o sistema de controle é fácil de re-configurar ou adaptar-se. A desvantagem desta arquitetura é a dificuldade de otimização global do planejamento. (Timmermans e Szakal, 1996)

Esta separação do sistema em planejamento e componentes de execução é um retorno à decomposição funcional, porém viola princípio do projeto de controle baseado no comportamento, onde certos tipos de descentralização de controle e comunicação entre os elementos são fundamentais para o comportamento colaborativo (Werger,1999)

Segundo Werger (1999), na busca de comportamentos robóticos mais sofisticados tem-se buscado hardwares mais poderosos, programas mais complicados, sensores mais precisos, e maior comunicação. Acredita-se que a chave para o sucesso é o empenho na filosofia de tentar explorar sistemas completamente mínimos. Ou seja, grandes aumentos em capacidade de robô podem ser gerados pelo uso eficiente de sistemas simples, em lugar de grandes tentativas no aumento da complexidade de software/hardware.

No conceito de minimalismo, Weger (1999), busca-se a mínima configuração de recurso para o desempenho da tarefa. Eliminando os recursos que não são fundamentais para a tarefa, obtém-se uma depuração mais rápida e fácil do sistema de controle, além de uma execução mais robusta do sistema.

Para o sistema de controle proposto nesta tese, com a utilização da metodologia de projeto axiomático, o sistema deve possuir um controle centralizado, ou seja, um controlador deverá informar às rodas a quantidade de força que deve ser adicionada ao sistema. Esta escolha deve-se principalmente ao fato deste tipo de arquitetura ser mais simples e no caso do sistema estudado não requer grande esforço computacional.

4.6 Lógica Fuzzy

Como já foi mostrado o controle de robôs móveis envolve um grande número de incertezas e imprecisões de informações, seja quanto ao ambiente, ou a execução das tarefas, ou ainda sobre a modelagem do sistema, além do fato do controle de uma cadeira de rodas a interação entre a mesma e a criança não poder ser do tipo lógica booleana adotando apenas os valores 0 (falso) e 1 (verdade), o que significaria no caso da atuação dos motores, que eles estariam totalmente ligados ou totalmente desligados, havendo uma transição abrupta entre estes dois estágios. Eliminando desta forma a grande vantagem da utilização do sistema servo-assistido, que seria a complementação dos esforços de propulsão para evitar LER, ou seja, sua característica de reabilitação.

Ao contrário das máquinas que tomam decisões baseadas em valores exatos os seres humanos tomam decisões considerando não valores exatos, mas sim utilizando uma lógica que leva em conta um certo "grau de pertinência" das variáveis envolvidas no processo decisório.

O conceito de conjunto Fuzzy foi introduzido, em 1965, por Lotfi A. Zadeh (Universidade da Califórnia, Berkeley), sendo que os conjuntos Fuzzy constituem uma forma de aproximar o raciocínio humano através de expressões verbais vagas e qualitativas, comuns à comunicação humana, possibilitando desta forma converter a experiência humana em um forma compatível

com a lógica executada pelo computador, eliminando desta forma a transição abrupta entre dois estados (falso e verdadeiro). (Medeiros Jr. et al. 2002, Shaw & Simões, 2001)

Sistemas fuzzy são sistemas baseados em conhecimento (sistemas especialistas). Um especialista humano cria a base de conhecimento na forma de um banco de regras. Um usuário humano consulta o sistema especialista apresentando fatos ao banco de regras e extraindo deste as atitudes que deve tomar, o mesmo pode ser aplicado a um controlador.

Devido à saída do sistema Fuzzy ser contínua e suave é indicada para o controle de sistemas variantes no tempo.

Ao invés de trabalhar com variáveis numéricas a lógica Fuzzy trabalha com variáveis lingüísticas, como por exemplo, muito quente, pouco frio, etc representadas por conjuntos e por uma função de pertinência $\mu(x)$, cujo valor indica a possibilidade do elemento x pertencer ou não ao conjunto Fuzzy (A) analisado, desta forma a função de pertinência pode assumir valores do tipo $0 \leq \mu(x) \leq 1$, sendo que $\mu(x) = 0 \rightarrow x \notin A$ e $\mu(x) = 1 \rightarrow x \in A$.

Desta forma valores fracionários da função de pertinência $\mu(x)$, expressam o grau de incerteza quanto ao valor x pertencer ou não a determinado conjunto ou situação. Por isso a lógica Fuzzy é indicada para o trabalho com sistemas incertos ou imprecisos.

A figura a seguir, Figura 4.4, representa uma comparação entre a lógica Fuzzy e a Lógica Booleana, observe que na lógica Booleana (a) a transição é abrupta e na lógica Fuzzy (b), é mais suave, podendo assumir qualquer função desejada sendo que as funções triangulares e trapezoidais são as mais comuns.

Como já mencionado, a função de pertinência pode ser definida utilizando-se qualquer função, e é parte muito importante para o desenvolvimento de qualquer controle que utilize lógica Fuzzy.

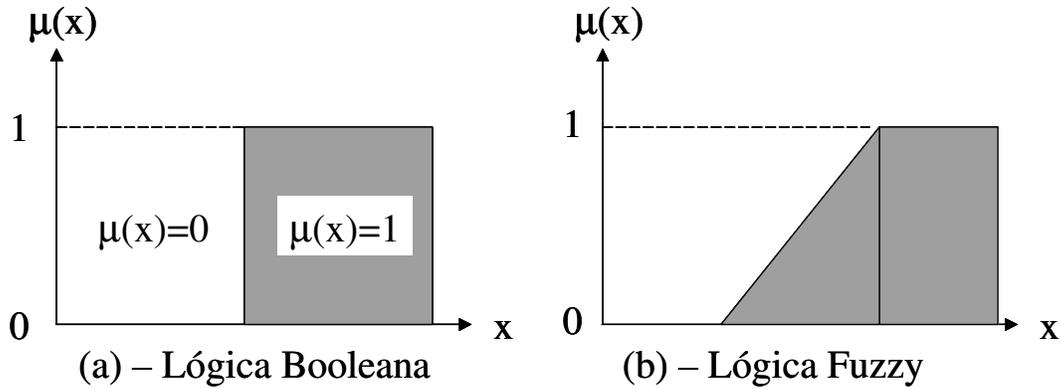


Figura 4.4 – Representação esquemática do comportamento da função $\mu(x)$ para a lógica Booleana (a) e Fuzzy (b)

Para aplicações práticas definir matematicamente a função de pertinência mais adequada ao controle é razoavelmente difícil, sendo que as escolhas das regras e funções de pertinência Fuzzy são feitas de forma subjetiva e/ou baseadas na experiência dos projetistas, por isso pode-se afirmar que a abordagem Fuzzy não leva o sistema a um controle otimizado, porém como já demonstrado esta desvantagem é compensada pela grande simplicidade dos algoritmos empregados.

Se cada variável do problema de controle pode ser expressa como um número Fuzzy, ou seja, através de sua função pertinência, isto conduz ao fato que as operações entre as variáveis Fuzzy, não são operações matemáticas numéricas, mas sim *operações entre conjuntos*, portanto conceitos como união, intersecção de conjuntos, conjuntos complementares, etc são de fundamental importância se se deseja trabalhar com esta lógica.

A lógica Fuzzy, portanto é uma técnica que incorpora a forma humana de pensar em um sistema de controle, sendo capaz de adaptar o conhecimento do operador humano e implementá-lo em um controlador computacional com desempenho equivalente.

O processo de transformação de variáveis numéricas em variáveis lingüísticas, base para aplicação da lógica fuzzy, é chamado de “fuzzificação”, já o processo inverso, “desfuzzificação”. Esta transformação ocorre no final do processo das variáveis de entrada, e corresponde em um sistema de controle a os dados de saída do controlador para o sistema, sendo, portanto variáveis

físicas que irão atuar sobre o sistema a ser controlado. Uma representação esquemática do processo de controle com as transformações das variáveis é mostrado a seguir, Figura 4.5.

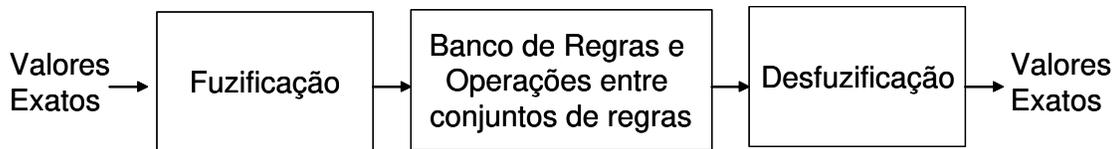


Figura 4.5 – Representação esquemática do processo de controle utilizando lógica Fuzzy

Geralmente um controlador fuzzy é utilizado em conjunto com controladores clássicos como PID, controle por variáveis de estado, margem de fase e ganho, etc., possuindo assim dois níveis, um nível linear, ou seja, que rege o controle clássico e outro nível não linear que rege a lógica fuzzy (Mann & Gosine, 2002). As características linear e não linear presente em um sistema de controladores fuzzy dividem o projeto do mesmo. Embora estes dois níveis estejam interligados e o comportamento do sistema de controle seja dependente da ação conjunta destes, os ganhos lineares são mais importantes para atingir-se a estabilidade do controles enquanto que os ganhos não-lineares são mais apropriados para alcançar um controle mais robusto e mais refinado

4.6.1 Lógica Fuzzy e a modelagem do sistema

No desenvolvimento de qualquer sistema de controle sempre houve a necessidade de se conhecer um modelo, mesmo que de forma aproximada, da planta a qual deseja-se controlar, pois com isso a simulação do sistema juntamente com o controle pode ser efetuada e testada visando sua otimização, em geral de forma menos custosa e mais rápida que sua implementação no sistema físico.

Para qualquer sistema basicamente existem três métodos de modelagem: (Shaw & Simões 2001)

Método Experimental: o método consiste em medição das respostas ou saídas do sistema em função de um conjunto de entradas, é um método bastante simples conceitualmente, porém na

prática de difícil implementação, pois necessita um acesso fácil ao sistema físico que rege as entradas que nem sempre é disponível, pode ser bastante custoso, inseguro quando existe um grande número de entradas é bastante demorado.

Método Analítico: é um enfoque bastante tradicional e consiste em obter um modelo matemático da planta a ser controlada, geralmente em forma de equações diferenciais e representadas na forma de transformada de Laplace (s), buscando-se a simplificação dos modelos é necessário a imposição de restrições, como por exemplo, a linearização dos problemas e geralmente acabam afastando-se do problema real, porém o contrário também pode acontecer, utilizar um modelo tão complexo com muitas variáveis e considerando muitos distúrbios externos o que também pode tornar o mesmo muito afastado da realidade.

Modelo Heurístico: o método consiste em executar uma tarefa de acordo com experiência prévia, com regras práticas e estratégias já freqüentemente utilizadas, uma regra heurística é uma implicação lógica do tipo SE <condição> ENTÃO <conseqüência> sendo, portanto similar ao método experimental, de construção de tabelas de entrada e saída, porém além da utilização de entradas numéricas pode-se também utilizar as mesmas regras para valores Fuzzy.

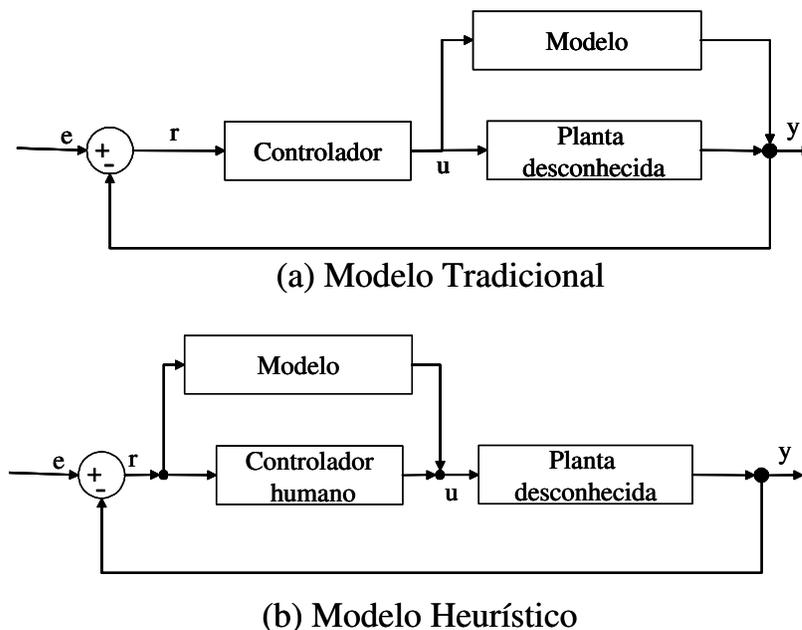


Figura 4.6 – Comparação entre o Modelo Tradicional (a) e o Modelo Heurístico (b) adaptado de Shaw & Simões 2001

Uma forma bastante interessante de entender como o método Heurístico funciona é compará-lo com os sistemas tradicionais, Figura 4.6, método experimental e analítico, onde o enfoque é modelar a planta sendo que no método heurístico o enfoque é modelar o controlador, geralmente um operador humano.

Observando a Figura 4.6, pode-se entender porque muitos trabalhos são publicados onde é afirmado que quando utiliza-se lógica Fuzzy não existe a necessidade do conhecimento do modelo do sistema o qual deseja-se controlar.

4.7 Sistema de Controle da Cadeira de rodas

Nas aplicações cotidianas principalmente em veículos, sejam cadeiras de rodas ou mesmo veículos automotores, o sistema de controle não necessita atuar autonomamente no controle das direções ou mesmo na localização do sistema, pois o elemento humano está sempre presente e atuante, principalmente quando se trata de uma cadeira de rodas, e este se encarrega de decidir para onde quer ir.

Desta forma o comportamento do veículo e a habilidade do motorista estão fortemente ligadas. O motorista fornece a inteligência para o sistema e o veículo fornece as forças de dirigibilidade.(Milliken & Milliken 1995)

Na verdade, a autonomia do sistema de controle deve atuar de forma bastante sutil, quase que imperceptível aos olhos e sensações do usuário, seja um cadeirante ou mesmo um motorista de um automóvel. Mas é de extrema importância que o sistema de controle tenha a autonomia de decidir sobre a segurança do sistema, por exemplo evitando que o usuário da cadeira de rodas ultrapasse o limite de velocidade estabelecido no capítulo anterior, capítulo 3.

Torna-se importante citar que embora a preocupação com a segurança do sistema formado pela cadeira de rodas e seu ocupante seja fundamental, somente recentemente encontram-se trabalhos que mencionam a importância de levar-se em conta os fatores geométricos e dinâmicos de estabilidade e implementá-los no sistema de controle, cita-se como referência os trabalhos de

Lombardi Jr. & Dedini, 2001, e Boiadzjiev & Stefanov, 2002, onde no segundo trabalho afirma-se que 53% dos acidentes com cadeiras de rodas ocorrem com cadeiras motorizadas.

Isso porque as interfaces homem-máquina são projetadas para responder somente a comandos intencionais do homem. Contudo estes podem não ser os únicos percebidos pela máquina, por exemplo, pessoas que sofrem de Mal-de-Parkinson, não conseguem comandar um joystick devido à imprecisão de movimentos. Um sistema inteligente deveria agir como filtro, responder de forma mais adequada possível não à entrada completa, mas somente a uma parte dos movimentos realizados pela pessoa. Cita-se como referência um trabalho de Kuno et al., 1999, que apresenta uma cadeira onde existe o controle de direção através de movimentos com a cabeça, onde a problemática do sistema de controle de interpretar se movimentos são intencionais, ou não, é apresentada.

Em se tratando de uma cadeira de rodas é o sistema de controle que tem a autonomia de decidir quando e por quanto tempo os motores serão acionados para auxiliar a propulsão da cadeira.

Os sistemas de controle presentes em veículos tradicionais visam somente atuar sobre a estabilidade do sistema como um todo, pois devido à complexidade de modelagem e por este não estar sujeito ao controle direto, o sistema de controle visa sempre realizar as manobras mantendo a estabilidade sem alterar as características pessoais do motorista, mas quanto à cadeira de rodas e principalmente quando o usuário é uma criança, mecanismos auxiliares para evitar riscos de acidentes devem ser implementados, e desta forma o controle passa a atuar também, ou pelo menos de forma restritiva, no modo de condução do veículo

A partir de 1960, houve um aumento da preocupação com a segurança dos veículos automotores de forma que para obter maior representabilidade do comportamento dos veículos em condições de manobras evasivas, evitando colisões, modelos do comportamento do motorista necessitaram ser implementados aos modelos da dinâmica veicular. Sendo um ponto crítico para as simulações dos modelos, pois é responsável pelo controle do esterçamento, aceleração e frenagem do veículo.(Lowndes,1998)

Como já mencionado, existe uma grande dificuldade em modelar o ser humano para simulações no controle de um veículo. Alguns pesquisadores entre eles McCann, 2000; Milliken & Milliken 1995, Lowndes, 1998 sugerem diagramas de blocos que visam representar de forma bastante simples o processo de condução de veículos, principalmente veículos automotores, onde a preocupação com o controle de trajetória tem recebido altíssimos incentivos, sejam da sociedade em geral, como também de órgãos públicos devido ao grande número de pessoas que perdem suas vidas diariamente em acidentes de trânsito.

A Figura 4.7 representa de forma esquemática um diagrama de blocos que visa representar o processo de controle de uma cadeira de rodas, este diagrama foi construído compilando informações dos trabalhos de McCann, 2000; Milliken & Milliken 1995, que apresentam diagramas diferentes para o sistema de controle cada qual apresentando vantagens na modelagem de alguns parâmetros.

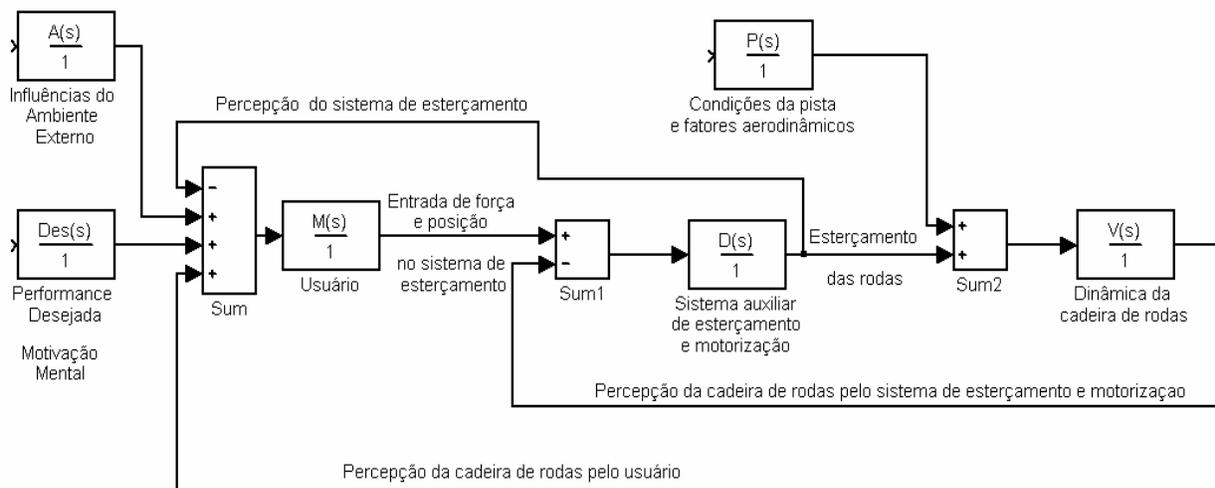


Figura 4.7 – Diagrama de Blocos do Controle de uma cadeira de rodas

A Figura 4.7 é o resultado do estudo do comportamento do usuário no controle de uma cadeira de rodas e este diagrama será a base para o desenvolvimento das rotinas de controle do sistema de motorização que deverão respeitar as hierarquias e interações mostradas na figura.

4.7.1 Interação Homem-Máquina

É muito importante também para o desenvolvimento do sistema de controle de qualquer sistema conhecer as necessidades e formas de interação com seu usuário para que possam ser atingidos todos os objetivos do produto.

O objetivo do estudo da interação homem-máquina é permitir uma operação segura e confortável do sistema sem sobrecarregar o usuário com informações desnecessárias.

Sistemas muito elaborados podem trazer ao usuário uma quantidade elevada de informação que muitas vezes divide a atenção do motorista (usuário de cadeira de rodas) com o tráfego e com os sistemas de informações, podendo causar acidentes. Segundo Summala, 2000, e Ross & Burnett, 2001, existe uma estreita relação entre margem de segurança e trabalho mental, ou seja, quanto maior o número de variáveis a serem monitoradas, seja, elementos de tráfego ou mesmo instrumentos do painel, maior o desgaste mental e maior a possibilidade de ocorrer acidentes.

Uma pessoa com locomoção dependente de cadeira de rodas já está sobre estresse físico bastante grande se sua cadeira de rodas for manual, torna-se muito prejudicial à sua qualidade de vida, pois além de impulsionar sua cadeira de rodas é obrigado a prestar atenção a um painel de informação sobre as condições do seu ciclo de propulsão.

Uma cooperação entre o sistema de motorização e o usuário traz muitas vantagens, primeiramente a redução da complexidade do sistema de motorização (robô) devido à utilização das habilidades do usuário para a percepção e tomada de decisão.

Por isso, para o sistema de motorização servo-assistido proposto nesta tese, é interessante que a interface com usuário seja a mais simples possível, como por exemplo, um display que indique basicamente as condições da bateria do sistema e se houver a necessidade um set-up para o sistema de motorização que pode ou não estar disponível dependendo do usuário.

Atualmente os sistemas de controle têm necessitado trabalhar com robustez a incertezas e imprecisões, por isso metodologias como a lógica fuzzy e rede neural têm ajudado os pesquisadores a repetir o comportamento do ser-humano em controles desta natureza. (Bien, 2003, Zaatri& Oussalah, 2003, Ross & Burnett, 2001)

O controle de um robô ou mesmo uma cadeira de rodas motorizada requer uma grande parcela cognitiva por parte do usuário, portanto dois são os fatores importantes para a interação; primeiramente o reconhecimento da intenção do usuário e a capacidade de comportamento autônomo do sistema. (Bien, 2003, Nguema 2000, Farrell et l., 1999)

A intenção do usuário pode ser conhecida através das mais diversas formas, controle de uma joystick, botões, o próprio acionamento do aro de propulsão, etc, o importante desta forma de interação é que o usuário tenha a habilidade de efetuar os movimentos necessários. Já o comportamento autônomo do sistema é a capacidade de agir conforme esperado pelo usuário, mesmo que este tenha sua capacidade física diminuída e lhe seja difícil um controle fino da operação.

Para o sistema servo assistido o reconhecimento da vontade do usuário dar-se-á pela aplicação de força sobre o aro de propulsão. Como é uma aplicação de força significativa fica muito claro qual a intenção do usuário ao aplicar a força. Deve-se neste ponto lembrar que o sistema possui finalidades terapêuticas, portanto não sendo uma motorização completa. Em casos mais graves onde o controle motor dos membros superiores também está debilitado deve-se proceder com o desenvolvimento de uma estratégia de controle que interprete a vontade do usuário, mas que não é o objetivo desta tese.

O sistema autônomo desta forma tem a função de identificar os possíveis erros ou incoerência na informação fornecida pelo usuário e filtrá-los ou corrigi-los de forma a evitar acidentes, a forma mais comum de correção segundo Nguema, 2000, é a utilização de sistema semânticos, que estão baseados em modelagem do comportamento do usuário.

A forma de interface com o usuário para aumentar a adaptabilidade do sistema pode conter um ou mais módulos de conhecimento e cada módulo com um sistema de informações e explicações que permitam ao usuário compreender o procedimento para controle do sistema. Estes módulos devem possuir características metafóricas que instintivamente apresentem para o usuário suas finalidades facilitando seu entendimento. Deve-se prestar atenção para que as associações entre símbolos e comandos não apresentem margem para erros, pois isto pode ser responsável por acidentes. (Besnard & Cacitti, 2005, Johannsen, 1997, Johannsen, 1995)

Este tipo de interface pode ajudar a resolver o maior problema encontrado na interação homem-máquina que é entender o que o sistema automático está fazendo e desta forma determinar se o comportamento é adequado. Sistemas baseados nesta interface partem do pressuposto que o usuário é responsável pela performance do sistema. (Skjerve & Skraaning Jr., 2004)

Ao contrário tem-se também a interface onde é dado maior valor ao comportamento autônomo do sistema, ou seja, o sistema é capaz através de uma observação do ambiente tomar decisões e os mais avançados sistemas utilizam algoritmos genéticos e redes neurais para aprender com os erros e acertos destas decisões tomadas. (van der Vyver et al., 2004)

O sistema de controle da cadeira de rodas servo-assistida proposto nesta tese, na maioria das situações, será um sistema autônomo que decidirá quanto e com que força os motores serão acionados baseados nas estratégias de controle desenvolvidas no próximo capítulo.

Esta opção pelo sistema autônomo deve-se ao teor terapêutico e de segurança do desenvolvimento do sistema de motorização, pois ao deixar que o usuário controle o acionamento dos motores não se pode garantir que este o estará fazendo em benefício de sua capacidade física, mas sim de seu conforto, e, além disso, não se acredita que seja possível sem conhecimentos prévios determinar por um usuário inexperiente qual a velocidade máxima para que não ocorram acidentes.

4.8 Metodologia para escolha da melhor solução

Durante o processo de concepção do controle da cadeira de rodas, várias propostas de estratégias de controle surgem de processos criativos, como “brainstorming”, 6-3-5, processos associativos, ou mesmo o que muito projetistas ainda chamam de inspiração, mas independente do meio utilizado para a elaboração da estratégia de controle, fica difícil o teste de todas devido ao grande número de estratégias que podem surgir.

Visando diminuir o número de estratégias testadas e garantir o teste somente daquelas cuja probabilidade de sucesso seja maior, neste trabalho optou-se pela utilização da metodologia de projeto axiomático para geração das possíveis soluções e ao mesmo tempo a classificação das mesmas quanto a sua maior ou menor probabilidade de sucesso.

A seguir é apresentado um pequeno resumo da metodologia de projeto axiomático, que foi lançada em meados de 1970 e publicada em livro de 1990 por P Nam Shu.

4.8.1 Projeto Axiomático

“Projetar é definido como a criação de soluções sintéticas na forma de produtos, processos ou sistemas que satisfaçam as necessidades do cliente percebidas através de mapeamento das funções de requisito em parâmetros de projeto.” (Trewn & Yang, 2000)

Uma metodologia geral para o projeto deve ser flexível para cobrir todos os campos ou fases do processo do mesmo, contudo deve ser específica para ser útil no auxílio ao projetista. (Tate & Nordlund, 1996) Esta contradição aparente foi resolvida segmentando o processo do projeto em atividades genéricas, com relacionamentos explícitos entre elas. Além disso, as atividades específicas auxiliam o projetista a selecionar ferramentas e métodos de projeto para cada atividade, e identificar claramente pontos de decisão, e para criar uma documentação que auxiliará no re-projeto, caso seja necessário, ou mesmo em um novo desenvolvimento.

É evidente que decisões tomadas durante a fase de concepção de um produto ou processo afeta profundamente sua qualidade e produtividade, tradicionalmente o projeto está baseado no conhecimento e experiência do projetista e no método de tentativas e erros, porém este empirismo é limitado e pode levar a erros custosos ao produto, principalmente quanto mais tardia é a detecção de erros cometidos no projeto (Yang e Zhang, 2000, Sozo et al. 2001, Jang et al., 2002, Chung & Suh, 2002)

O projeto axiomático é assim chamado por basear-se em dois axiomas, que serão enunciados posteriormente, ou seja, duas verdades que não podem ser provadas e que não existe contra-exemplo ou mesmo exceção.

Devido ao fato do projeto axiomático fornecer um método de trabalho, que permite guiar o projetista por todas as três fases do projeto (estudo de viabilidade, projeto preliminar, projeto detalhado), diminuindo o tempo de projeto, e levando ao desenvolvimento de soluções para um projeto racional na primeira tentativa, mesmo um projetista com pouca experiência no desenvolvimento pode desenvolver um projeto otimizado sem que ocorra erros custosos ao processo como um todo. (Sahlin, 2000, Sozo et al. 2001, Jang et al.,2002, Arcidiacono et al.,2002)

Uma boa representação de um sistema não consiste somente em comunicar o que o sistema é, mas sim em representar como este funciona, ajudando na arquitetura do desenvolvimento do produto, bem como fornecer meios para a organização dos elementos e entender as relações funcionais entre estes, para identificar as interferências críticas e guiar na sua implementação e inovação, esta representação é conseguida utilizando os diagramas do projeto axiomático. (Soderborg, 2002, Trewn & Yang, 2000, Werneman & Kjellberg, 2000, Jang et al.,2002)

O projeto axiomático permite o desenvolvimento de sistemas complexos e de produtos (software, ferramentas, máquinas, materiais, organizações, e manufatura) rapidamente e sistematicamente sem depender da repetição cara e extensiva do ciclo do "projeto-construção-teste-reprojeto-construção-teste" até que todos os erros estejam descobertos. Por isso, optou-se

por esta metodologia para servir de base no desenvolvimento das estratégias de controle do sistema de motorização servo-assistido.

O projeto axiomático é uma metodologia geral que ajuda os projetistas a estruturar e compreender os problemas do projeto, desse modo facilitando a síntese e a análise de exigências, de soluções, e de processos apropriados ao projeto. (Yang e Zhang, 2000, Trewn & Yang, 2000, Sozo et al., 2001)

O projeto metodológico usualmente consiste dos seguintes passos:

- Estabelecer os objetivos do projeto para satisfazer um determinado conjunto de atributos do consumidor
- Gerar idéias para a criação de uma solução viável
- Analisar dentre as soluções alternativas a que melhor satisfaz os requisitos do projeto
- Implementar o projeto selecionado.
- Verificar se o produto final realmente atende as necessidades estabelecias pelo consumidor (Yang e Zhang, 2000, Tate & Nordlund, 1996, Arcidiacono et al., 2002; Chung & Suh, 2002)

A teoria de projeto axiomático pode ser utilizada em todas as fases do projeto como ferramenta de auxílio na escolha de soluções que como já fora mencionado afetaram a qualidade final do projeto. Esta teoria está baseada nos seguintes conceitos: (Yang e Zhang, 2000; Mann, 1999, Sahlin, 2000, Trewn & Yang, 2000, Tate & Nordlund, 1996, Jang et al., 2002)

1) Existem quatro domínios no projeto: o domínio do cliente (CA), o domínio funcional (FR), o domínio físico (DP) e o domínio do processo (PV). As necessidades do cliente são identificadas no domínio do cliente e indicadas no formulário da funcionalidade requerida de um produto no domínio funcional. Os parâmetros de projeto que satisfazem às exigências funcionais são definidos no domínio físico, e variáveis de processo de manufatura do domínio definem como o produto será produzido. O processo do projeto como um todo envolve processar continuamente a informação entre e dentro de quatro domínios distintos.

2) As alternativas da solução são criadas mapeando as exigências especificadas em um domínio para um conjunto de parâmetros característicos em um domínio adjacente. Mapear entre os domínios do cliente e funcional é definido como o projeto conceitual; traçar entre domínios funcionais e físicos é projeto de produto; traçar entre os domínios do físico e do processo corresponde ao projeto do processo.

3) O processo de desenvolvimento em estudo pode matematicamente ser expresso nos termos dos vetores característicos que definem os objetivos do projeto e a solução do projeto

4) A saída de cada domínio evolui dos conceitos abstratos para informação detalhada em uma maneira hierárquica. A decomposição hierárquica em um domínio não pode ser executada independentemente dos outros domínios, isto é, a decomposição segue o mapeamento entre domínios adjacentes.

5) Dois axiomas do projeto fornecem uma base racional para a avaliação de alternativas propostas de solução e de seleção subsequente da melhor alternativa. Os dois axiomas podem ser expressos como segue:

Axioma 1 (axioma da independência): um bom projeto tem suas exigências funcionais independentes entre si, sendo que cada requisito possui um único parâmetro de projeto que o satisfaça;

Axioma 2 (axioma da informação): minimiza o nível de informação do projeto, ou seja, o melhor projeto dentre os que satisfazem o primeiro axioma é aquele que contem o mínimo de informação.

O primeiro axioma tem seu foco no mapeamento entre o que é requerido (funções de requisito) e como satisfazer (função de desempenho) e desta forma o melhor projeto é aquele que mantém a independência entre o que se deseja e as funções do produto.

A função de requisito é o conjunto mínimo de requisitos independentes entre si que caracterizem a funcionalidade do produto desejado pelo cliente. Já a função de desempenho é o conjunto de soluções que satisfazem os requisitos, tendo uma relação estrita entre o requisito e a

solução, ou seja, qualquer alteração em um afeta tão somente o outro sem que haja interferência sobre os demais parâmetros.

O projeto que não satisfaz ao axioma da independência é chamado de projeto acoplado, sendo, portanto, impossível ajustar uma função de desempenho específica sem afetar outra função de requisito. Quando satisfazem ao primeiro axioma são chamados não acoplados, onde todas as funções de desempenho são independentes, ou desacoplado onde ao menos uma função de desempenho afeta dois ou mais requisitos funcionais.

Uma forma bastante prática de verificar o acoplamento das funções do projeto é utilizar-se de matrizes de acoplamento, cuja finalidade é representar as relações entre as funções de dois domínios adjacentes, para isso é montada uma equação matricial do tipo $FR = A.DP$ onde os vetores FR e DP são os vetores das funções dos domínios. Sendo DP o domínio da esquerda e FR o as funções do domínio subsequente e A é uma matriz de símbolos onde os elementos A_{ij} diferentes de zero representam a relação entre as funções, como representado a seguir:

$$\begin{Bmatrix} FR_1 \\ FR_2 \\ FR_3 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} X & X & X \\ X & X & X \\ X & X & X \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} DP_1 \\ DP_2 \\ DP_3 \end{Bmatrix} \quad \text{Projeto Acoplado} \quad (\text{eq. 4.1})$$

$$\begin{Bmatrix} FR_1 \\ FR_2 \\ FR_3 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} X & 0 & 0 \\ X & X & 0 \\ X & X & X \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} DP_1 \\ DP_2 \\ DP_3 \end{Bmatrix} \quad \text{Projeto não - Acoplado} \quad (\text{eq. 4.2})$$

$$\begin{Bmatrix} FR_1 \\ FR_2 \\ FR_3 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} X & 0 & 0 \\ 0 & X & 0 \\ 0 & 0 & X \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} DP_1 \\ DP_2 \\ DP_3 \end{Bmatrix} \quad \text{Projeto Desacoplado} \quad (\text{eq.A3. 1})$$

Assim, a ordem do ajuste da função de desempenho em um projeto desacoplado é muito importante, pois este pode ser independentemente determinado dependendo da ordem que é seguida na definição das funções de desempenho. (Sozo et al., 2001, Jang et al., 2002)

O primeiro axioma pode logo de início fornecer de forma bastante fácil a distinção dentre as várias soluções possíveis para um desenvolvimento, qual ou quais seriam as mais indicadas para atender as necessidades do consumidor (Kar & Martim, 2000; Helander & Lin, 2000, Sozo et al. 2001)

O segundo axioma, axioma da informação, estabelece que as informações contêm uma medida para avaliar e comparar soluções alternativas que satisfaçam ao axioma da independência.

Na Figura 4.8, observa-se que em nenhuma das quatro etapas do projeto o axioma da independência pode ser violado. O que significa que dois ou mais requisitos de projeto dependentes devem ser substituídos por um requisito equivalente. (Yang e Zhang, 2000)

Para cada dois conjuntos adjacentes o conjunto da esquerda pode ser considerado como “o que se deseja atingir” e o conjunto da direita “qual a proposta para que isso ocorra”

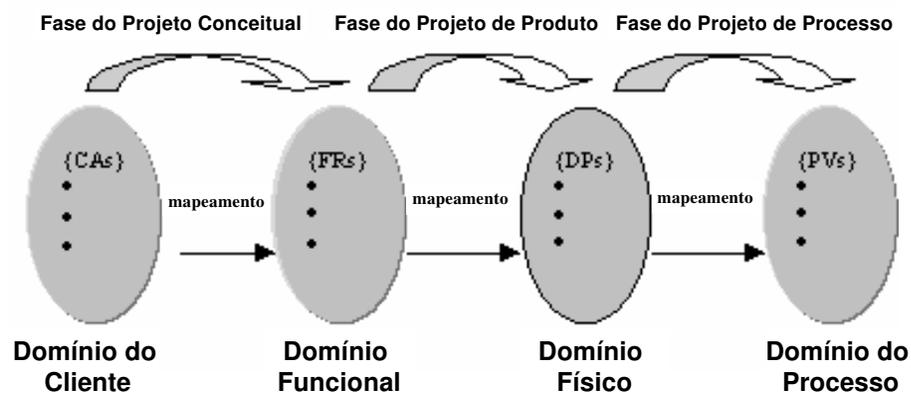


Figura 4.8 – Representação dos quatro domínios do projeto

No trabalho de Werneman & Kjellberg, 2000, fica claro que respondendo às perguntas do tipo “O que deveria ser feito?” e “Como deveria ser feito?” consegue-se caminhar entre os 4 domínios do projeto, sendo que perguntando “O que...?” move-se para o domínio da esquerda e perguntando “Como...?” move-se para o domínio da direita, em outras palavras sempre no domínio predecessor se obtém a informação do “por que?” algo está sendo realizado como demonstra na Figura 4.9:

O processo de decomposição hierárquica é realizado alternando entre os pares conjugados dos domínios. Desta forma como exemplo pode-se trabalhar com as funções do domínio funcional (FR) e do domínio físico (DP) uma vez que se tem uma necessidade do cliente no FR com várias possíveis soluções no DP, e escolhe-se uma solução neste domínio, surgem necessidades específicas no conjunto funcional que estão relacionadas com o nível anterior da etapa de projeto, no caso a escolha de uma solução mais adequada às necessidades do cliente. O processo de zig-zag é uma clara indicação de como as decisões tomadas em um determinado nível do projeto afetam os níveis subsequentes.

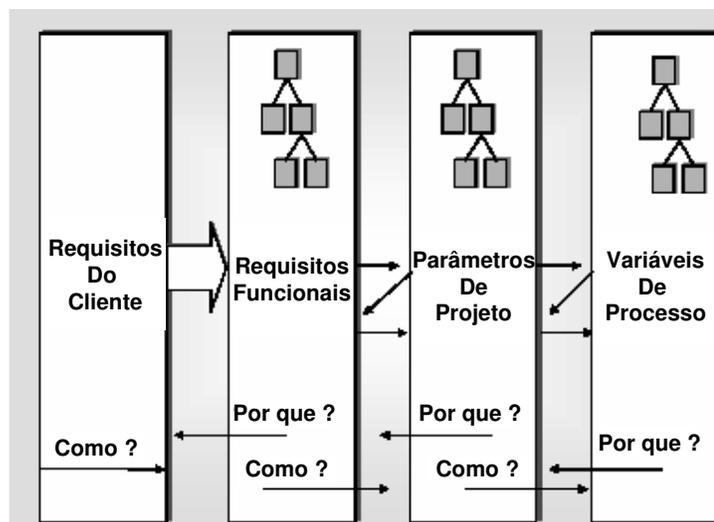


Figura 4.9 – Representação esquemática de como os domínios estão correlacionados (adaptada de Werneman & Kjellberg, 2000)

Este processo é repetido até que seja possível a construção do sistema desejado baseado nas informações da arquitetura do sistema. Este processo de zigzagging continua, enquanto soma-se informação ao sistema, porém as decisões têm que permanecer consistentes com os níveis mais altos para que a intenção original seja mantida, embora isto não seja facilmente realizado. (Melvin & Suh, 2002). A Figura 4.10, a seguir, representa o processo de decomposição hierárquica ou também chamado de “zig-zag”

Particularmente quando se desenvolve sistemas grandes que devem satisfazer um número também grande de exigências funcionais, é provável que haverá influências não consideradas, ou

propriedades emergentes que não eram desejadas, mas não podem ser evitadas. (Melvin & Suh, 2002)

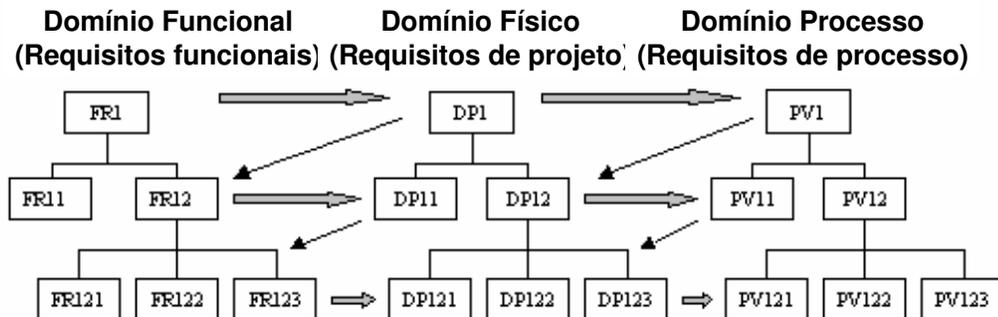


Figura 4.10 – Representação esquemática da decomposição hierárquica do projeto e o zig-zag entre os domínios do projeto

4.9 Conclusões

Este capítulo tem como objetivo mostrar os elementos utilizados na concepção do controle da cadeira de rodas servo-assistida, que para esta tese é tratada como um robô móvel, por isso a importância de se conhecer as principais teorias sobre o controle deste tipo de robô.

Sendo um sistema móvel, mostrou-se sua importância com o sistema de sensoriamento e os sistemas de controle, que mesmo possuindo uma grande complexidade serviu de elementos para limitar o desenvolvimento das estratégias de controle tendo por base o fato de que algumas partes do processo de navegação, como a direção e velocidade serão frutos dos desejos e necessidades do usuário, desta forma simplificando em muito o tipo de controle para o sistema.

Devido à particularidade do sistema de motorização, o sistema de controle deve atuar sobre as rodas motorizadas (agentes) de forma a obter uma atuação colaborativa entre as partes, para que não haja desvios de trajetória indesejados. Os agentes deste sistema foram definidos como agentes *reativos simples* e como forma de interação foi escolhida a *sociabilidade*, desta forma adequando-se às necessidades do sistema.

Ainda nas definições da estratégia de controle, optou-se pela arquitetura hierárquica para controle dos agentes (rodas motorizadas), ou seja, centralizada, pois devido à simplicidade do sistema a ser controlado, e também ao fato das equações dinâmicas do sistema serem conhecidas e modeladas, este tipo de arquitetura mostrou-se mais simples e o esforço computacional menos complexo. Para a estrutura da arquitetura optou-se pela arquitetura subsumption, pois permite que várias funções sejam avaliadas ao mesmo tempo de modo que o resultado da atuação seja a soma das atuações de cada função.

Finalmente encerra-se o capítulo com a apresentação da metodologia de projeto axiomático que será utilizada na concepção das estratégias de controle por se adaptar fortemente às estratégias e definições mencionadas anteriormente, inclusive a arquitetura subsumption, além de permitir a fragmentação do problema de controle em problemas menores de mais fácil solução e com isso permitir que atuando de forma independente possam ser inseridas ou subtraídas funções do sistema global com uma complexidade reduzida.

Este capítulo conclui toda a estrutura do controle colaborativo para cadeira de rodas servo-assistida, restando para o capítulo seguinte a confecção das estratégias das sub-funções, a simulação desta para a escolha das melhores e a conclusão do sistema de controle.

Capítulo 5.

5 Sistema de Controle

Após todo o desenvolvimento dos capítulos anteriores têm-se agora elementos suficientes para o desenvolvimento de um sistema de controle que torne viável todo o potencial do projeto desenvolvido nesta tese.

O sistema servo-assistido, como mencionado por várias vezes durante o texto, é um sistema com grande potencial de mercado e com grandes vantagens em relação aos sistemas de motorização convencionais de cadeiras rodas. Mas para que este produto venha a desenvolver toda sua potencialidade na reabilitação dos usuários é necessário que o sistema de controle seja desenvolvido corretamente.

Antes de iniciar a proposta de sistemas de controle é necessário um conhecimento prévio das reais necessidades dos usuários em potencial, por isso o levantamento destas informações é parte fundamental para o sucesso do sistema.

Após este conhecimento prévio várias propostas serão apresentadas e testadas neste capítulo baseadas nos modelos apresentados anteriormente. A escolha da estratégia e do sistema mais eficiente será baseada nos axiomas do Projeto Axiomático apresentada no capítulo 4.

5.1 Característica geral do sistema

O sistema sob o qual será desenvolvido o controle é composto basicamente de dois subsistemas distintos: o subsistema formado pelo usuário e sua cadeira de rodas, e o subsistema de motorização.

O primeiro subsistema (usuário + cadeira de rodas) já fora modelado no capítulo 3, e seu comportamento dinâmico já está conhecido tendo como parâmetros de entrada as forças impostas a ele pelo usuário, características geométricas da cadeira de rodas e características da pista. Já sua função de saída é seu comportamento dinâmico, ou seja, seu deslocamento e sua velocidade em função da entrada que é objeto de estudo desta tese e das demais entradas.

O segundo subsistema (motorização) é constituído basicamente dos motores e o sistema de controle. Suas entradas podem variar de acordo com a complexidade do sistema de controle proposto, porém como o objetivo desta tese é o desenvolvimento de um sistema de controle baseado na metodologia de projeto axiomático o número de entradas estará condicionado às necessidades do sistema de controle e, portanto, só poderá ser especificada após a enumeração e descrição das funções a serem desempenhadas pelo mesmo.

Tendo como base os axiomas, descritos na seção 4.8.1, buscar-se-á um sistema de controle que seja independente (axioma da independência), ou seja, cada uma das sub-funções desempenhadas pelo sistema deverá ter uma lógica própria e independente das demais.

Outra importante consideração a respeito tanto das sub-funções e conseqüentemente do sistema global é que cada sub-função deve possuir sempre o menor número de informações pertinentes ao seu objetivo, desta forma pode-se garantir que o sistema global também estará obedecendo ao segundo axioma (axioma da informação).

Tendo isto em mente, cada uma das sub-funções será explicada e serão testadas algumas lógicas para que o sistema como um todo tenha seu desempenho e robustez maximizados.

5.2 Simulação da inércia

Durante observações do uso cotidiano de cadeiras de rodas para locomoção pôde-se observar que os usuários não impulsionam o sistema durante todo o tempo, muitas vezes instintivamente utilizam-se das leis da física (lei da inércia) para obterem um melhor desempenho do sistema e com isso aumentar seu conforto.

Durante a propulsão do sistema o usuário fornece a força necessária para que o mesmo se movimente até que atinja uma velocidade, e após isto aumenta o intervalo de repetição do ciclo de propulsão (T3) de modo a diminuir o esforço muscular e permitir à musculatura períodos de repouso, aumentando assim sua autonomia sem fadigar-se demasiadamente.

Esta possibilidade de utilizar a inércia do sistema é bastante utilizada e muitas vezes é o fator determinante na escolha de uma cadeira de rodas manual.

Na maioria dos sistemas de motorização os motores elétricos não permitem que sua velocidade seja diferente àquela correspondente à corrente de alimentação, deste modo funcionando como um freio do sistema.

Em um sistema de motorização servo-assistida este efeito se agravaria uma vez que os motores seriam acionados somente quando o usuário exercesse força no aro de propulsão, portanto obrigaria o usuário à sempre estar repetindo o ciclo o que o fadigaria mais rapidamente, não pelo esforço, mas sim pela frequência de repetição do ciclo.

Portanto, pode-se concluir que mesmo para um sistema com motorização servo-assistida a possibilidade da utilização da inércia da cadeira é fundamental, para que seja necessário um número menor de repetições do ciclo de propulsão e para que o movimento não seja intermitente.

O objetivo do sistema de controle de inércia então será primeiramente repetir o efeito da inércia do sistema seja em terrenos planos ou mesmo em rampas, desta forma melhorando-se em muito a autonomia do usuário.

Conclui-se que objetivo deste sub-sistema é o controle do acionamento dos motores de modo a simular um decaimento da velocidade similar ao obtido por um sistema sem motorização.

A grande vantagem deste tipo sub-sistema é que se pode escolher o decaimento de forma que este seja o mais adequado às condições físicas do usuário, lembrando-se que para isso é necessário o apoio de um médico especialista em reabilitação para que o sistema possa ser mais uma ferramenta de reabilitação e não somente um modo de locomoção. Na escolha do decaimento da velocidade do sistema podem ser usadas funções não lineares e até aumentar-se gradiente de velocidade do sistema.

Outra grande vantagem de simular a inércia do sistema é o barateamento da construção do projeto, uma vez que seria possível que a cadeira de rodas tivesse um decaimento natural da velocidade se fosse adicionado ao sistema de motorização uma embreagem que desacoplasse os motores quando não necessário, porém a construção deste sistema mecânico encareceria o projeto.

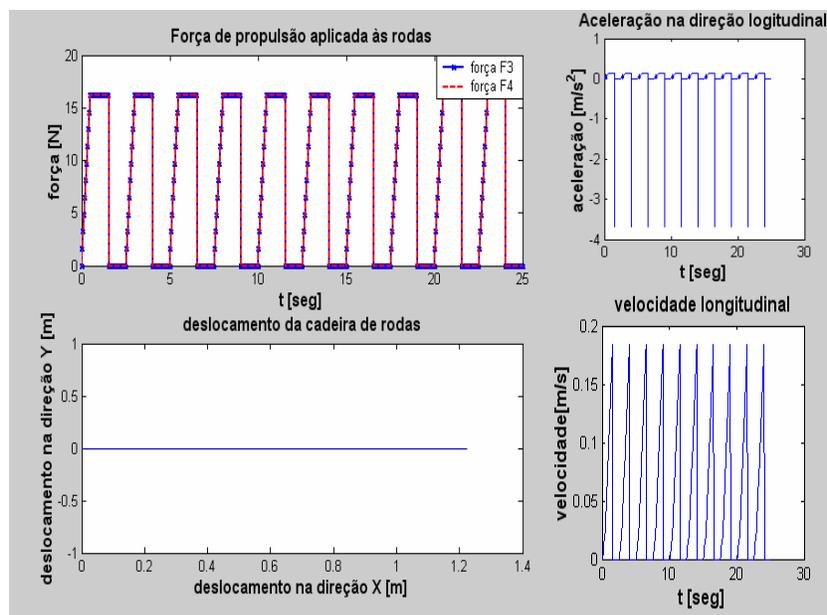


Figura 5.1 – Representação do sistema de motorização auto-travante

O conhecimento do comportamento do sistema quando auto-travante é importante para justificar o investimento de tempo e de recurso em uma sub-rotina que simule a inércia do

sistema. Esta justificativa é apresentada de forma gráfica na Figura 5.1. Deve-se observar que esta figura é bastante complexa e trás muitas informações a respeito do comportamento do sistema.

Para simulação foi considerado que o usuário possui a capacidade muscular necessária à propulsão do sistema, o que corresponde à uma força de 16,19N de ambos os lados do sistema, pode-se observar que o deslocamento atingido pelo sistema foi de apenas 1,22m, o que é muito inferior ao apresentado pelo sistema original na seção 3, além disso, pode-se observar que a desaceleração do mesmo apresenta picos de elevado valor, o que indica que o usuário sentiria muito e o sistema teria um movimento intermitente, esta informação é confirmada com o gráfico da velocidade do sistema, a qual assume valor nulo toda vez que a força de propulsão cessa.

Estas informações colaboram com as justificativas anteriores e demonstram a necessidade da sub-rotina para que o sistema de motorização tenha um desempenho superior.

Foram desenvolvidas três estratégias de controle para simulação de inércia conforme é apresentado no Anexo 04, todas visam atuar no sistema de modo que este apresente comportamento similar a um sistema manual conforme simulado na Figura 5.2, podendo ser observado que o sistema possui um decaimento linear da velocidade, ou seja, uma desaceleração constante, que é decorrente da força de resistência ao rolamento somente.

A desaceleração do sistema assume, portanto o valor de $0,15 \text{ m/s}^2$, e deve-se lembrar que este valor é específico para a cadeira de rodas simulada de acordo com as especificações das seções 3.3 e 3.4.

Porém como este valor deve ser sugerido por um especialista em reabilitação física é possível simular via sistema de controle um comportamento de uma cadeira de rodas bastante leve mesmo que o sistema físico seja bastante pesado, ou esteja subindo uma rampa.

Para o deslocamento pode-se observar que o mesmo apresenta em relação ao tempo um comportamento assintótico ao deslocamento de 3,5 m que seria o deslocamento máximo do mesmo para a velocidade inicial de 1m/s.

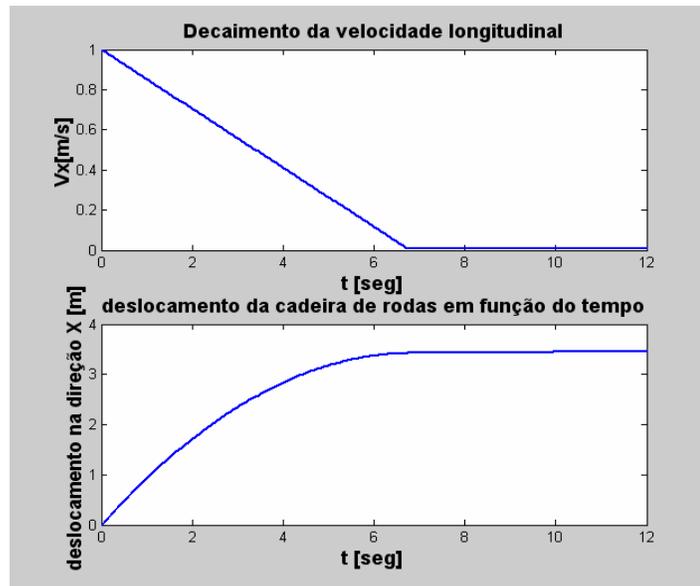


Figura 5.2 – Representação do decaimento da velocidade e do deslocamento da cadeira de rodas sem sistema de motorização servo-assistido.

Todas as estratégias desenvolvidas obtiveram um desempenho do sistema muito superior ao sistema manual sem motorização servo assistida, portanto para determinação da melhor estratégia utilizou-se o resultado da simulação do sistema para uma rampa com inclinação de 5°.

O sistema foi simulado com 10 repetições do ciclo de propulsão e foi considerado como condição padrão (ou seja, assumindo o valor de 100%) a simulação para o sistema manual conforme definido na seção 3.5. Os resultados comparativos para esta condição são apresentados na Figura 5.3.

A estratégia com melhor desempenho foi a estratégia 3, que difere das demais estratégias por ter como parâmetro para acionamento dos motores não a força de propulsão sobre o aro, mas sim a desaceleração do sistema. Esta estratégia aciona os motores de acordo com a força de reação ao movimento do sistema que é aferida através de medições dos sensores de velocidade. Maiores detalhes sobre esta estratégia podem ser encontrados no Anexo 04.

O diagrama de blocos da estratégia de controle para simulação de inércia será apresentado na seção 5.6, juntamente com as demais estratégias escolhidas.

Resultado comparativo para as estratégias de simulação de inércia em uma rampa de 5°

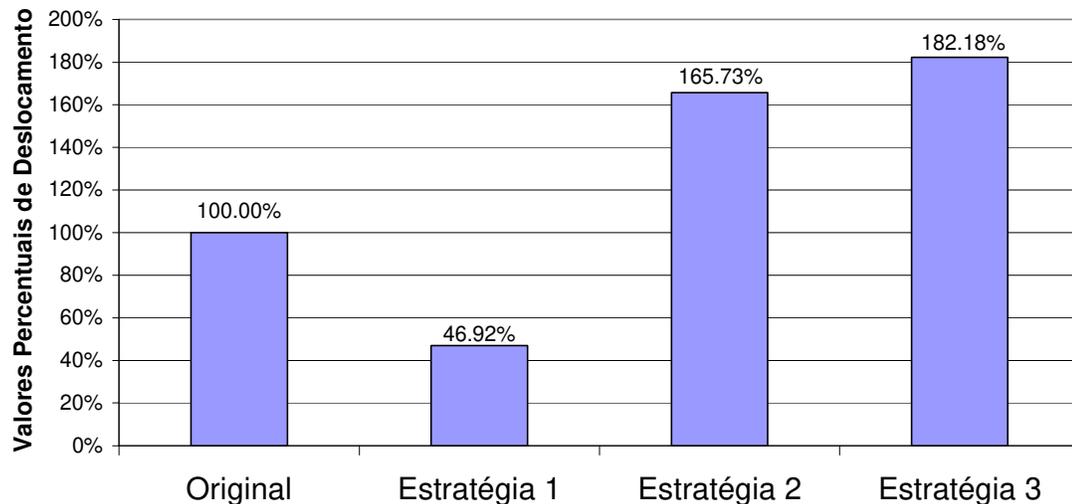


Figura 5.3 – Resultado comparativo para as estratégias de simulação de inércia

5.3 O acionamento da motorização servo-assistida

Esta função do sistema de controle é provavelmente a mais importante, dentro do objetivo de motorização servo-assistida (fornecimento de força auxiliar para a propulsão da cadeira de rodas). O sistema de controle deve decidir quando e com qual intensidade os motores devem ser acionados de forma a aumentar a força de propulsão do usuário.

O sistema basicamente tem como entrada o nível de força que o usuário aplica sobre o aro de propulsão. A partir de um determinado valor, valor limite para o usuário, o sistema deve fornecer torque auxiliar as rodas e com isso “aumentar” o efeito da força de propulsão imposta ao sistema.

Este valor limite de força não é um parâmetro fixo, pois varia de usuário para usuário de acordo com sua habilidade física e deve ser estabelecido por um terapeuta que tenha em mente as limitações de esforços do usuário, um programa de aumento da capacidade muscular sem que haja risco do paciente desenvolver LER.

Para efeitos de simulação as características referentes ao sistema dinâmico (cadeira de rodas + usuário) são as mesmas encontradas na Tabela 3.3. O sistema será simulado de acordo com as equações apresentadas na seção 3.5, considerando que o usuário apresente uma força de propulsão máxima igual a 8,09 N, o que corresponde a 50% do valor mínimo para que ocorra movimentação da cadeira de rodas.

Embora não seja função desta estratégia de controle corrigir parâmetros como a disparidade sagital e defasagem temporal, o sistema será simulado com a presença destas alterações para cada uma das estratégias apresentadas visando conhecer melhor o comportamento do mesmo.

A Figura 5.4 apresenta os resultados comparativos das simulações para cada uma das quatro estratégias desenvolvidas em relação à condição sem motorização que corresponde a 100%. Cabe ressaltar que a segunda estratégia de controle é idêntica à primeira acrescentando-se apenas uma sub-rotina para compensação da variação de T3, definido no capítulo 1.

Baseado na Figura 5.4, pode-se afirmar que o sistema apresentou melhor desempenho quando controlado com a segunda estratégia (alterada), o que corresponde a um sistema de controle por regras e com um sistema de compensação de alteração da variável T3. No Anexo 05 são apresentadas e discutidas cada uma das estratégias desenvolvidas para controle do acionamento dos motores.

O diagrama de blocos da estratégia de controle do acionamento dos motores será apresentado na seção 5.6, juntamente com as demais estratégias escolhidas.

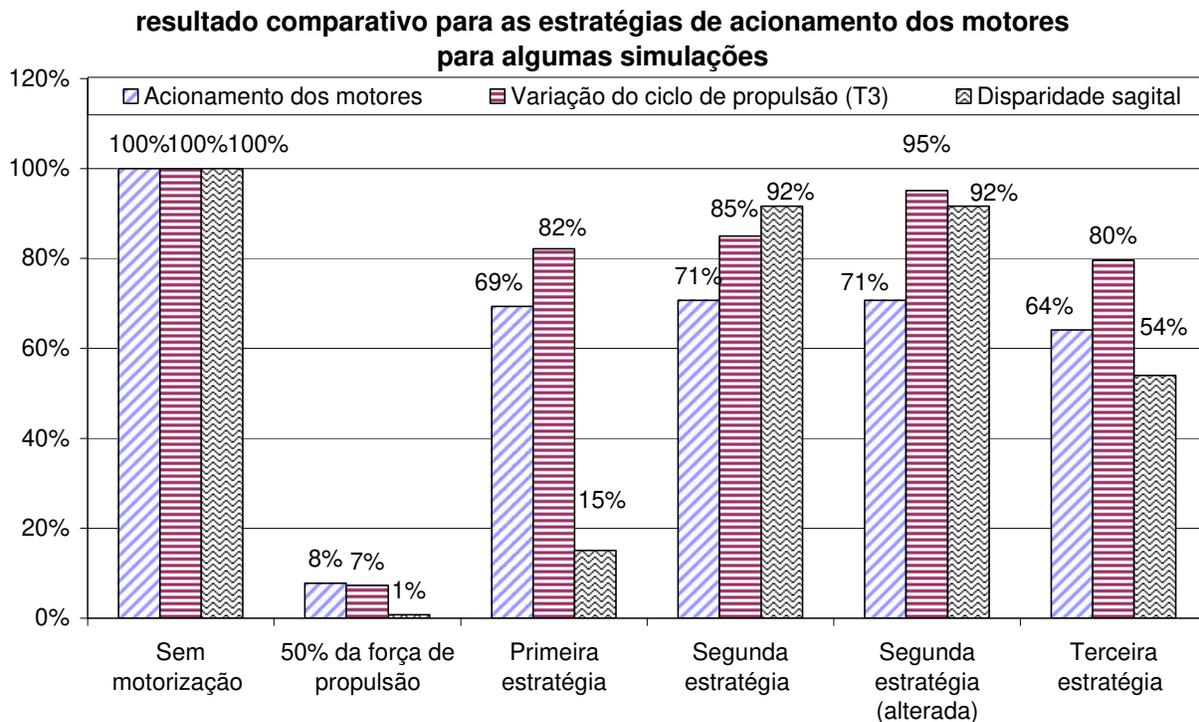


Figura 5.4 – Resultado comparativo para as estratégias de acionamento dos motores

5.4 Controle da disparidade sagital

É uma regra geral que tanto em crianças como em adultos exista uma pequena diferença entre a capacidade de força exercida pelos membros de ambos os lados do corpo. No caso de usuários de cadeiras de rodas esta diferença como já apresentada nas seções anteriores pode influenciar em muito o movimento do sistema, desviando-se a trajetória para o lado de menor capacidade física.

Quando se refere a crianças que sofreram paralisia cerebral esta diferença é ainda mais acentuada, de modo a tornar muito difícil a movimentação da cadeira de rodas em linha reta. Pensando nesta necessidade dos potenciais usuários do sistema, deve-se prever no sistema de controle da motorização servo-assistida uma correção.

A hemiplegia é decorrente principalmente de quadros de encefalopatia, muito comum em crianças com paralisia cerebral, que é um dano cerebral que ocorre devido à falta de oxigenação no parto e em adultos como o acidente vascular cerebral (AVC).

O termo encefalopatia significa lesão maior ou menor do encéfalo, resultando em quadros clínicos os mais variados possíveis. Uma encefalopatia crônica infantil (ECI) não progressiva é uma lesão anatomopatológica estacionária, sendo, portanto um quadro clínico neurológico estável o que não significa que a criança não tenha sua própria evolução, geralmente para melhor, adquirindo habilidades ou vencendo etapas da evolução neuropsicomotora. (Diament, 1996)

A forma hemipléfica ocorre em cerca de 20 % dos casos de paralisia cerebral. Em numerosos casos, particularmente naqueles em que a deficiência motora é pouco intensa, as famílias só levam a criança à consulta com alguns meses de idade, quando notam que ela usa os membros de um hemicorpo. A inteligência e a fala são menos afetadas que na tetraplegia. (Diament, 1996) A criança não é capaz de alcançar nem de agarrar com a mão afetada e nem suportar o peso do corpo do lado afetado, porém o desenvolvimento contra-lateral é bom e a criança se utilizará deste para realizar suas tarefas, pode até andar caso espasticidade do membro inferior não cause deformidade neste. (Bobath, 1979)

Uma vantagem da metodologia implementada na criação do sistema de controle, a metodologia de projeto axiomático, permite que esta sub-rotina seja implementada sem que haja prejuízo às demais rotinas já testadas. Permitindo uma expansão das características do sistema sem grandes alterações na sua estrutura.

É importante estar atento que a alteração da trajetória da cadeira de rodas se dá somente pela aplicação de diferentes forças sobre as rodas motoras, ou seja, o usuário aplica mais força sobre a roda do lado oposto à curva que deseja executar. Portanto a correção da disparidade sagital não pode ser algo do tipo simplesmente igualarem-se as forças de ambos os lados da cadeira de rodas, pois desta forma a mesma só poderia movimentar-se em linha reta, eliminando-se assim sua manobrabilidade.

Novamente faz-se necessário o acompanhamento de um médico ou terapeuta para que os limites biomecânicos sejam respeitados para que dentro de um programa de treinamento o sistema incentive, dentro das condições físicas do usuário, o desenvolvimento do seu lado mais fraco, permitindo assim a gradual retirada da correção da força de propulsão.

A melhoria das condições do movimento em linha reta para um usuário que sofra de grave diferenciação entre a capacidade de propulsão sagital, está intimamente ligada ao desgaste físico associado ao fato deste ter que repetidamente parar seu movimento para corrigir sua direção durante um percurso. Sabe-se que a mudança de trajetória requer maior esforço e também está associada a um maior desgaste psicológico por parte do usuário, que necessita estar constantemente atento à trajetória e precisa planejar as intervenções de mudança da mesma para que seu objetivo seja atingido.

Para efeitos de simulação será assumido que uma diferença de até 20% entre as forças de propulsão de ambos os lados da cadeira de rodas corresponde a uma hemiplegia, ou seja, a uma disparidade sagital em termos da força de propulsão, lembrando mais uma vez que só um médico ou mesmo um terapeuta possui elementos para atribuir este valor que é dependente das condições físicas de cada paciente.

É importante também observar que quanto maior for este limite, maior deverá ser a diferença de força que deve ser aplicada às rodas motoras para que seja possível a realização de uma curva com o sistema. Deve-se, portanto avaliar o compromisso entre o esforço necessário para o usuário manter-se em linha reta e o esforço para a mudança de trajetória.

O objetivo, portanto desta sub-rotina de controle não é somente permitir que o usuário realize um movimento em linha reta, mas também que permita a este realizar o desenvolvimento da musculatura de modo a suprir as diferenças no plano sagital.

Faz-se importante lembrar que todas as lógicas desenvolvidas nesta seção atuarão de forma independente às lógicas de controle para o sistema de motorização servo-assistido desenvolvidas na seção anterior, ou seja, quando for assumida uma determinada força de propulsão aplicada às

rodas esta poderá ser apenas uma força fornecida pelo usuário ou também possuir um acréscimo do sistema de motorização servo-assitido.

Como convenção adotou-se o valor de disparidade dado em porcentagem e sendo referente à força de propulsão mínima para que o movimento ocorra, ou seja, 16,19N, portanto uma disparidade de 10% do lado esquerdo corresponde à aplicação de uma força de 17,81N deste lado, analogamente para disparidade negativa corresponde uma redução na força de propulsão aplicada ao lado ao qual se refere.

A figura a seguir, Figura 5.5, apresenta um resumo dos resultados comparativos da atuação de cada uma das estratégias de controle para todas as condições testadas á saber: diferenças de 10% LE (lado Esquerdo), 30% LE e 20% LE -15% LD (lado direito).

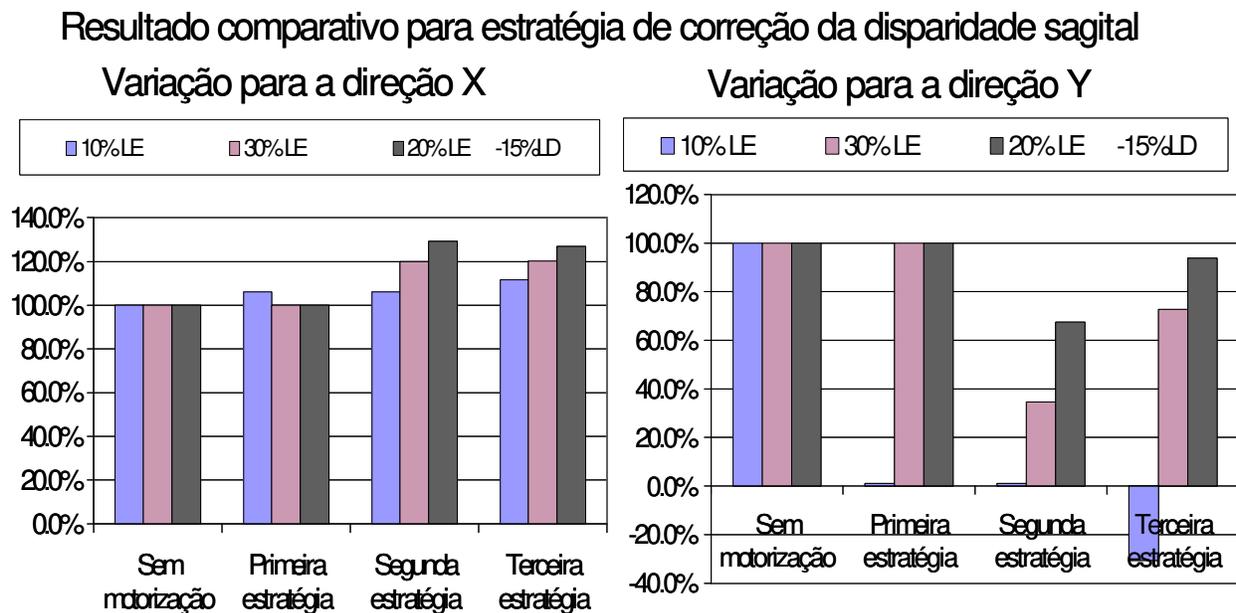


Figura 5.5 - Resultado comparativo para as estratégias de correção da disparidade sagital

Observa-se que o resultados comparativos são apresentados para as direções X, direção longitudinal, e Y, direção transversal, do sistema. A melhor estratégia será aquela que apresentar uma maior distância percorrida, ou seja, maiores valores na direção X e também a que apresentar um menor desvio na trajetória do sistema, ou seja, menores valores na direção Y.

Como estratégias para a correção da disparidade sagital foram apresentadas três estratégias distintas, devidamente comentadas e simuladas no Anexo 06, e como resultado partindo do critério definido acima, obteve-se que a estratégia que apresentou melhor desempenho para o sistema foi a segunda estratégia, a qual corresponde á uma do tipo controle por regras, e novamente seu diagrama de blocos será apresentada na seção 5.6.

5.5 Controle da velocidade

No capítulo 3, foi mostrado o estudo de estabilidade para o sistema composto pela cadeira de rodas e usuário, foram também obtidos os limites de velocidade e ângulos dos planos inclinados máximos para que sistema não tombasse.

Não é possível esperar que crianças tenham o mesmo cuidado que os adultos e muitas vezes pela própria imaturidade buscam descobrir seus limites o que pode levar a acidentes sérios.

Este sistema de controle de velocidade deve então estar presente e não tem como função a melhora do desempenho do ciclo de propulsão como ocorreu nas funções anteriores, mas sim sua importância está no objetivo de evitar acidentes com a cadeira de rodas. É um sistema sem dúvida de grande importância e não deve ser pensado como um sistema meramente opcional, pois quando se desenvolve um produto a segurança deve ser item principal e não apenas algo que deve ser lembrado no final.

Um projeto que venha a causar danos a um outro sistema mecânico devido a uma falha de segurança pode ser reparado, mesmo que seu custo seja elevado, mas se esta falha de segurança gerar danos à vida humana com certeza não haverá como repará-lo.

5.5.1 Estratégia de controle

A estratégia deste subsistema de controle é simples, e pode ser implementada juntamente com qualquer uma das lógicas propostas anteriormente, novamente deve-se lembrar que, se o

sistema irá controlar a velocidade esta deve de alguma forma ser conhecida, através de sensores próprios, ou pelo menos aferida, através de outras grandezas.

Deve-se lembrar que as lógicas atuam sobre as forças dos motores. Desta forma o sistema não precisa de nenhum sistema de freios, bastando à lógica de controle a diminuição da força auxiliar, força fornecida pelos motores de modo que diminuindo-se a força de propulsão total do sistema diminui-se a velocidade resultante.

Desta forma uma vez detectado que o sistema ultrapassa a velocidade limite, no caso das simulações desta seção 1,2 m/s, um pouco abaixo do valor determinado conforme a seção 3.3 que era de 1,33 m/s, o controle reduzirá a força de propulsão do sistema, ou seja, permitirá que mesmo o usuário realize a propulsão do sistema este sofra uma pequena desaceleração igual à sofrida pela inércia do mesmo. Esta estratégia está demonstrada de forma esquemática pelo diagrama de blocos apresentado na Figura 5.6.

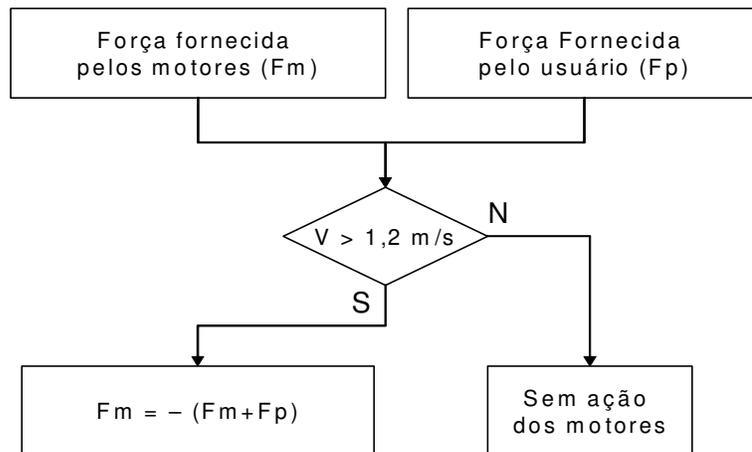


Figura 5.6 – Diagrama de blocos para controle de velocidade.

Deve-se lembrar que esta redução na força dos motores deve ocorrer em ambos os lados do sistema de forma simultânea para que o sistema não tenha um desvio de trajetória como o ocorrido quando o usuário apresenta disparidade sagital. Outra importante observação é o fato da saída desta lógica ser somada às saídas das demais lógicas por isso quando acionada ela irá diminuir a força de propulsão com o valor $(Fp+Fm)$, o que resultará no sistema físico um decaimento causado pela inércia do sistema uma vez que a força de propulsão total torna-se nula.

Nas simulações algumas mudanças nos parâmetros de entrada devem ser feitas para que o sistema de controle de velocidade necessite atuar, primeiramente para estas simulações será considerada a velocidade inicial do sistema igual a 0,7 m/s, a força de propulsão do usuário será de 32,4N sem disparidade sagital e o ciclo de propulsão terá as seguintes características $T1 = 0,1s$, $T2 = 0,2s$ e $T3 = 0,1s$, permitindo desta forma que o sistema ultrapasse a velocidade limite, como mostrado na Figura 5.7.

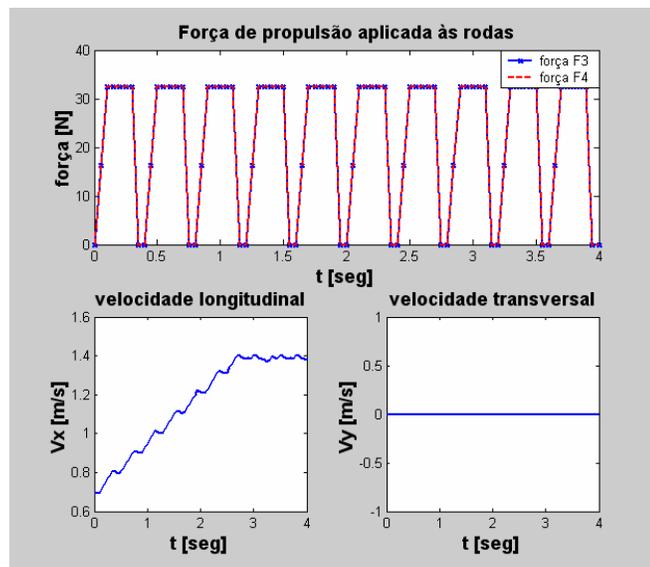


Figura 5.7 – Representação da velocidade para um sistema sem limitação

Pode-se observar na Figura 5.7, que a velocidade do sistema tende a subir e se estabilizar em um determinado valor (1,4 m/s) correspondente à frequência do ciclo de propulsão, este valor está acima do limite de velocidade proposto, 1,2 m/s, portanto deve ser reduzido.

A Figura 5.8, representa a velocidade do sistema utilizando-se do sistema de controle de velocidade descrito anteriormente. Observa-se que a velocidade do sistema passa a possuir uma tendência a se estabilizar em torno de 1,2 m/s, mantendo-se ainda a oscilação característica do sistema não controlado, que poderia ser retirado caso haja necessidade, através de uma lógica de controle tradicional como, por exemplo, um controlador PID. Além disso, pode-se observar que a força de propulsão total atuando sobre o sistema sofre modificações o que também contribui para eu ocorram estas oscilações na velocidade.

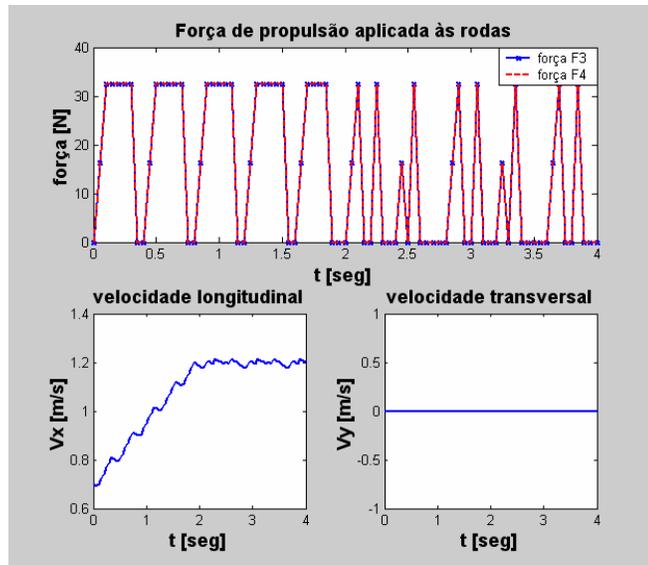


Figura 5.8 - – Representação da velocidade para um sistema com controle

5.6 Análise dos resultados

Durante o desenvolvimento da estratégia de controle, várias foram as sub-rotinas criadas para cada uma das funções de controle. O objetivo desta seção é compará-las de acordo com os resultados obtidos na simulação do sistema e desta forma escolher as melhores sub-funções para juntas constituírem o sistema de controle completo.

Esta metodologia está de acordo com o proposto por Shu, 1990, que são os dois axiomas da metodologia de projeto axiomático, a saber: axioma da independência e axioma da informação. Todas as sub-rotinas foram desenvolvidas respeitando o axioma da independência, ou seja, cada uma tem sua função específica e não interfere sobre o comportamento das demais, quanto ao axioma da informação tem-se que o melhor projeto será aquele com menor número de informações necessárias ao seu desenvolvimento, neste caso utilizou-se de duas variáveis para o controle, a saber: força sobre o aro de propulsão e velocidade do sistema.

A primeira função a ser comparada será a estratégia de controle que simula a inércia da cadeira de rodas, esta estratégia é a principal responsável pela introdução da informação sobre a velocidade do sistema na estratégia de controle. A Tabela 5.1, a seguir, apresenta um resumo dos

resultados das simulações do sistema manual sem qualquer tipo de auxílio de motores (sem motorização), conforme apresentado na seção 3.5 e o sistema com motorização de acordo com as estratégias de controle.

É interessante demonstrar que o sistema no plano apresenta um desempenho aceitável já com a primeira estratégia de controle, apresentando um aumento do deslocamento total da ordem de 48%, desempenho este superior ao sistema auto-travante que impôs uma redução de 65% no deslocamento total do sistema quando comparado com o sistema manual.

O grande benefício desta sub-rotina de controle encontra-se na atuação durante o movimento em aclives, no caso da simulação um aclive de 5°, onde se pode observar que a primeira estratégia de controle não apresenta resultado satisfatório em relação ao sistema manual (sem motorização) quanto ao deslocamento, porém a segunda e terceira lógicas apresentam um aumento da ordem de 66% e 82% respectivamente quando comparado com o sistema sem motorização.

Tabela 5.1 – Comparação das estratégias de controle para simulação da inércia

	Simulação de Inércia						
	Plano			Aclive de 5 graus			
	Sem motorização	auto - travante	Primeira lógica	Sem motorização	Primeira lógica	Segunda lógica	Terceira lógica
distância X [m]	3,5455	1,225	5,2646	3,8556	1,8091	6,3899	7,024
distância Y [m]	0	0	0	0	0	0	0
Varição em X	-	-65%	48%	-	-53%	66%	82%
Varição em Y	-	-	-	-	-	-	-

Este aumento significativo representa uma melhora no desempenho do sistema de forma global reduzindo o desgaste do usuário, mesmo numa situação bastante penosa, que é a subida por uma rampa, e desta forma aumentando a mobilidade do mesmo sem o risco deste vir a desenvolver LER.

O sub-sistema que controla o acionamento dos motores durante o ciclo de propulsão é o de maior responsabilidade para o sucesso do desenvolvimento do conceito de motorização servo-assistida e embora o sistema deva ter influência somente no deslocamento do sistema em função

de uma força de propulsão menor que a mínima necessária ao movimento, este afeta também outras irregularidades do ciclo de propulsão do usuário, como a disparidade sagital, defasagem do ciclo de acionamento de 0,5 s e variação do intervalo de repetição (T3) de 1 s para 0.5 s.

Por este motivo todas estas influências foram testadas e serão comparadas na Tabela 5.2 são apresentados os resultados para as simulações das quatro condições sobre as quais o acionamento dos motores tem influência, como mencionado anteriormente.

Deve-se lembrar que, no caso das simulações, foi considerado que o usuário possuía a intenção de movimentar-se em linha reta, portanto ao contrário do que ocorre no deslocamento na direção longitudinal, X, para a direção transversal, Y, quanto menor a distância percorrida melhor será considerado o desempenho do sistema.

Para efeitos de nomenclatura a lógica de controle que leva em consideração o intervalo de tempo T3 do ciclo de propulsão será nomeada, segunda lógica (alterada), pois foi simulada com base na segunda lógica de controle, ou seja, sistema de acionamento dos motores em estígio.

Tabela 5.2 – Comparação das estratégias de controle para acionamento dos motores

	Acionamento dos motores					Variação do ciclo de propulsão (T3)				
	100%	Usuário realiza 50% da força necessária				100%	Usuário realiza 50% da força necessária			
	Sem motorização	Sem motorização	Primeira lógica	Segunda lógica	Terceira lógica	Sem motorização	Primeira lógica	Segunda lógica	Segunda lógica (alterada)	Terceira lógica
distância X [m]	3.0297	0.2361	2.102	2.1429	1.9428	3.4353	2.8231	2.92	3.266	2.7365
distância Y [m]	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Varição em X	-	-92%	-31%	-29%	-36%	-	-18%	-15%	-5%	-20%
Varição em Y	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Disparidade sagital					Defasagem do ciclos de propulsão				
	100%	Usuário realiza 50% da força necessária				100%	Usuário realiza 50% da força necessária			
	Sem motorização	Primeira lógica	Segunda lógica	Segunda lógica (alterada)	Terceira lógica	Sem motorização	Primeira lógica	Segunda lógica	Segunda lógica (alterada)	Terceira lógica
distância X [m]	3.3112	0.4991	3.0362	3.0362	1.7877	2.1975	-0.1316	-0.1718	-0.1718	-0.2134
distância Y [m]	-0.6213	2.029	-0.5604	-0.5604	-1.5268	-1.2278	-1.0269	-0.2762	-0.2762	0.1095
Varição em X	-	-85%	-8%	-8%	-46%	-	-106%	-108%	-108%	-110%
Varição em Y	-	-427%	-10%	-10%	146%	-	-16%	-78%	-78%	-109%

De acordo com os resultados apresentados na Tabela 5.2, pode-se concluir que a estratégia com melhor desempenho geral nas quatro situações simuladas para o sistema corresponde à segunda lógica de controle (alterada), o que significa o acionamento dos motores em estágios e com uma sub-rotina de compensação da frequência de propulsão, ou seja, levando em consideração o intervalo T3 do ciclo de propulsão.

Os valores de deslocamento negativos indicam uma inversão da direção do movimento, ou seja, uma rotação involuntária do sistema de 180° devido à diferença de força de propulsão em ambos os lados do sistema que deverá ser corrigido pelas estratégias de controle de disparidade sagital.

A mudança de trajetória involuntária também é outro grande problema enfrentado pelo usuário que não possui a habilidade de aplicar a mesma quantidade de força de propulsão sobre ambos os lados do sistema. A estratégia de controle deve identificar esta situação e fazer com que as rodas atuem de forma colaborativa para que o sistema movimente-se em linha reta.

Como nas estratégias desenvolvidas anteriormente foram propostas 3 lógicas de controle, vale observar que a terceira lógica refere-se a uma estratégia fuzzy, que para sua otimização foi alterada e seus resultados aparecem com a denominação (*alterada*).

Tabela 5.3 - Comparação das estratégia de controle para controle da disparidade sagital

	Disparidade Sagital						
	Sem motorização (10%LE)	Primeira lógica					
		10% LE	30% LE	20% LE -15%LD			
distância X [m]	3.3112	3.5109	2.9827	2.565			
distância Y [m]	-0.6213	0	-1.6911	-1.6341			
Variação em X	-	6%	-10%	-23%			
Variação em Y	-	-100%	172%	163%			
	Segunda lógica		Terceira lógica				
	30% LE	20% LE -15%LD	10% LE	(alterada) 10% LE	(alterada) 30% LE	(alterada) 20% LE - 15%LD	
distância X [m]	3.5799	3.3126	3.6948	3.6921	3.5816	3.2564	
distância Y [m]	-0.5842	-1.1032	0.7307	0.1902	-1.2291	-1.5329	
Variação em X	8%	0%	12%	12%	8%	-2%	
Variação em Y	-6%	78%	-218%	-131%	98%	147%	

Pela observação da Tabela 5.3, pode-se concluir que a segunda estratégia de controle, controle por regras, foi a que obteve melhores resultados para todos os testes referentes à disparidade sagital, ou seja, diferenças de 10% LE (lado Esquerdo), 30% LE e 20% LE -15% LD (lado direito), pois apresenta a melhor correção do desvio de trajetória mais próximo de zero e também um aumento na distância total percorrida pelo sistema, desta forma demonstrando uma melhoria no desempenho do sistema.

Finalmente para a estratégia de controle de velocidade não existe comparação uma vez que a estratégia desenvolvida mostrou-se eficiente dentro dos padrões necessários ao controle desta variável pelo sistema.

É importante também lembrar que o desempenho de cada uma das lógicas pode ser melhorado através de um projeto de otimização dos parâmetros de controle, mas a comparação aqui realizada é válida em relação às estratégias apresentadas, uma vez que não estão associados ganhos de amplitude, ou seja, constantes que melhorariam o desempenho de um sistema em particular.

Deve ser observado que o diagrama de blocos das estratégias de controle apresenta dois conjuntos de ações além das estratégias de controle já mencionadas (controle de acionamento dos motores, simulação de inércia, correção da disparidade sagital e controle de velocidade) que são a coleta de dados necessária para servir de variáveis de controle e no final um bloco somador que irá somar os incrementos (decorrentes de acionamento dos motores, disparidade sagital e simulação de inércia) ou decrementos (decorrentes do controle de velocidade) à força de propulsão correspondente a cada um dos blocos para desta forma fornecer aos motores a corrente correspondente ao controle.

A Figura 5.9 representa a composição das estratégias de controle de acordo com os resultados apresentados anteriormente, observando que cada uma das estratégias aparece como um bloco isolado do sistema. Primeiramente o sistema possui um controle dos agentes (rodas motorizadas) hierárquico, uma vez que este se apresenta de forma centralizada.

Deve também ser observado que pela metodologia de projeto usado, projeto axiomático, pode-se garantir que cada uma das sub-rotinas de controle atuará de forma eficiente devido à independência entre elas, fator este que foi parâmetro importante desde sua concepção.

Além disso, a arquitetura do controle é uma arquitetura do tipo subsumption onde diversas sub-funções (acionamento dos motores, controle da velocidade, disparidade sagital e simulação da inércia) são avaliadas de forma simultânea e independente, sem que o resultado de uma influencie a próxima, o que também é muito coerente como metodologia de desenvolvimento utilizada, o projeto axiomático.

Da mesma forma fica fácil observar que as rodas são tratadas com agentes reativos simples que atuam de acordo com as informações coletadas do ambiente, ou seja, do aro de propulsão, e que são tratadas como agentes colaborativos, lembrando principalmente da estratégia de controle da disparidade sagital, onde embora as informações do aro de propulsão sejam diferentes o sistema age de forma a permitir que a cadeira de rodas movimente-se em linha reta.

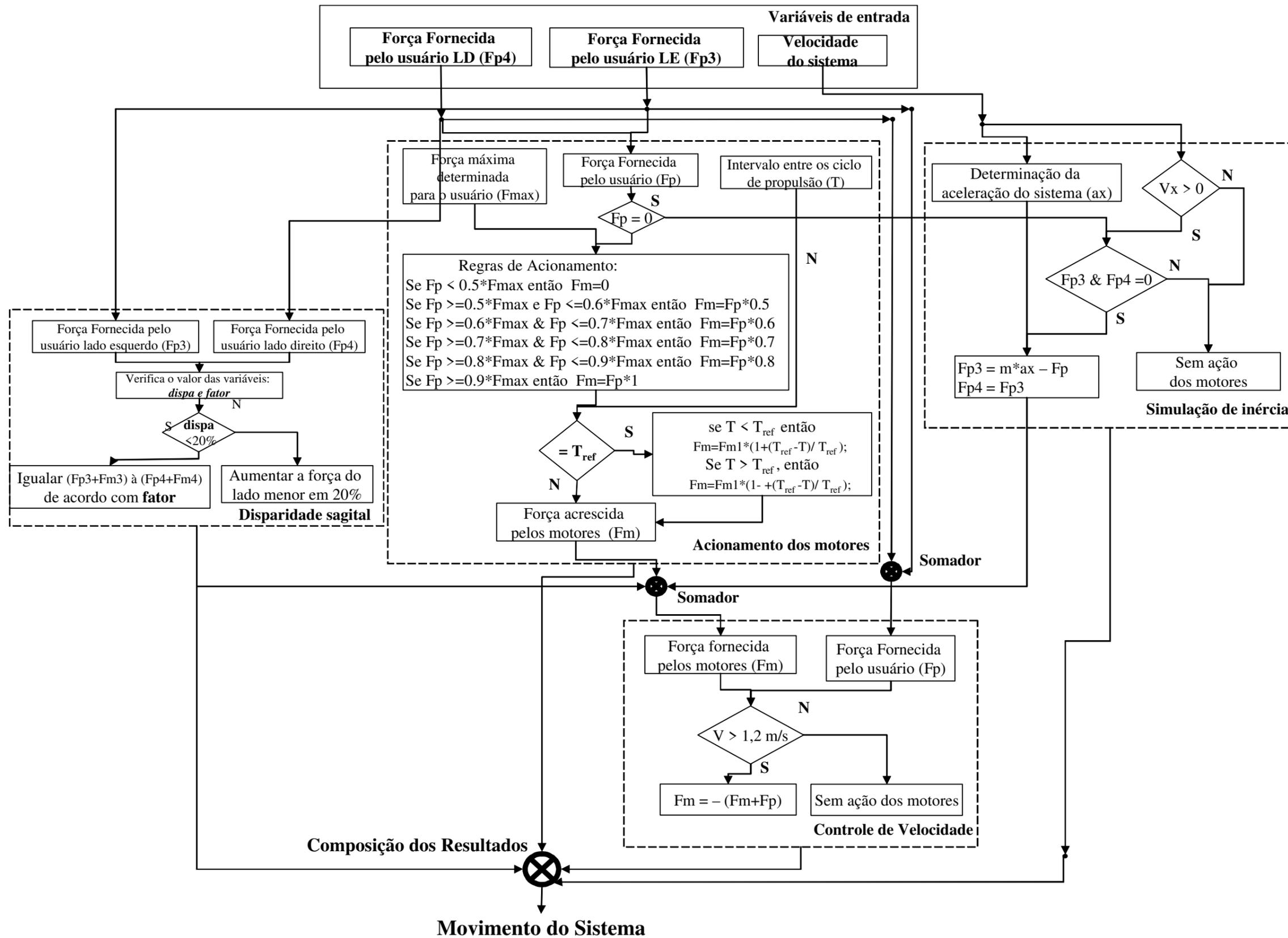


Figura 5.9 – Estratégia de controle completa.

5.7 Conclusões

Durante este capítulo várias foram as estratégias de controle propostas e testadas visando corrigir os problemas inerentes aos ciclos de propulsão de um usuário de cadeira de rodas, a saber: insuficiência na força de propulsão, disparidade sagital da força de propulsão, e também problemas de segurança, como o controle de velocidade, e aumento da mobilidade através da simulação de inércia.

Através da metodologia utilizada, projeto axiomático, a concepção das estratégias de controle foi em muito facilitada, uma vez que cada problema foi analisado e resolvido de forma independente, ou seja, a cada estratégia o foco do controle estava bastante resumido e especificado.

Pode-se afirmar que seria muito difícil a proposição de qualquer estratégia de controle que visasse a solução do problema de mobilidade de um usuário de cadeira de rodas e que levasse em consideração o enorme número de variáveis e problemas que ocorrem no ciclo de acionamento sem que o mesmo fosse fragmentado. Portanto, a metodologia de projeto axiomático mostrou-se eficiente e adequada na concepção de estratégias de controle.

Além disso, outro resultado importante foi a concepção de uma estratégia completa para controle de cadeira de rodas com motorização servo-assistida, através da escolha dos melhores desempenhos das sub-rotinas de controle.

Analisando a estratégia completa pode-se concluir que esta apresenta elemento de controle utilizando lógica nebulosa, hierarquia de controle sub-sumption com controle hierárquico dos agentes, é basicamente um sistema de multi-agentes onde cada roda é controlada de forma independente quanto ao acionamento dos motores, e que em determinado momento, correção da disparidade sagital, seu acionamento deve respeitar as estratégias de controle colaborativo para o sucesso da ação.

Capítulo 6.

6 Aplicação da pesquisa

O objetivo deste capítulo é a aplicação do desenvolvimento da tese em um sistema de simulação que permita o estudo do comportamento do sistema de motorização servo-assistido em um sistema físico.

Após o desenvolvimento do modelo matemático para o sistema dinâmico e também as estratégias de controle do sistema de motorização servo-assistido é importante mostrar como o sistema atuará em uma cadeira de rodas real. Para tanto, será mostrado neste capítulo como o sistema de motorização irá estar conectado à cadeira de rodas e os principais componentes necessários para sua construção.

Também será desenvolvido um programa em Visual Basic® para que seja possível realizar todas as análises sem a necessidade de utilizar um programa de grande porte e de difícil utilização por um leigo, como o Matlab®.

Um protótipo em escala será construído para que as análises realizadas nos capítulos anteriores possam ser repetidas e estudadas de forma mais didática, servindo como base para um sistema de comunicação e controle para a construção de um sistema completo.

Com isso ao final do capítulo ter-se-á todos os elementos necessários para uma aplicação completa do desenvolvimento desta tese.

6.1 Formas de montagem do sistema

O conceito de motorização servo-assistido está baseado na existência de um sistema de motorização que possa ser acoplado a uma cadeira de rodas manual, não importando a forma de acoplamento, mas sendo necessário que exista um controle que capte o sinal da força de propulsão imposta sobre o aro da cadeira de rodas.

Como já mostrado no capítulo 1 está disponível no mercado sistemas de motorização bem compactos, onde tanto os motores como as baterias estão contidas dentro do cubo da roda. Este tipo de motorização, embora caro para os padrões brasileiros, é bastante interessante, pois sendo compacto não agride o design da cadeira de rodas.

Também pode ser utilizado um sistema de motorização do tipo rebocador onde todo o sistema de motores, baterias e sistemas de controle estão contidos em um módulo de locomoção independente da cadeira de rodas, que tanto pode atuar fora da cadeira de rodas puxando-a, como atuar sob a cadeira, empurrando-a.

Ambas as soluções descritas anteriormente são importantes, pois permitem a motorização da cadeira rodas de forma rápida e intercambiável, sem que alterações permanentes sejam necessárias. A figura a seguir, Figura 6.1 mostra as duas configurações do sistema.

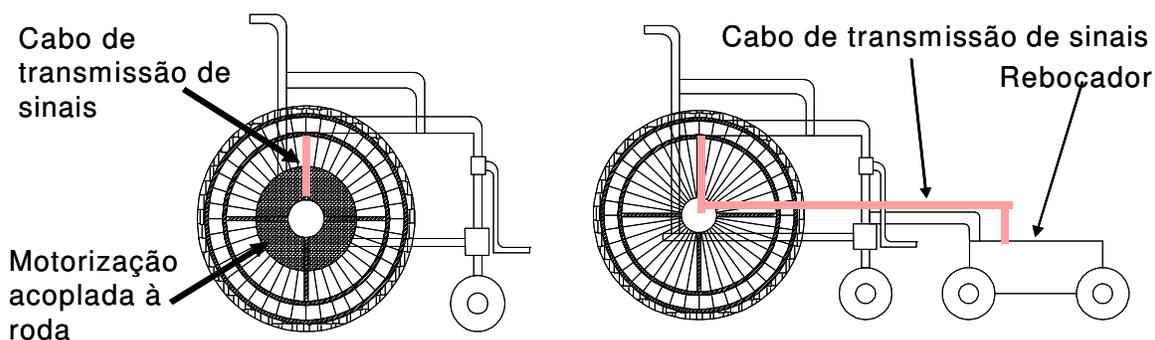


Figura 6.1 – Representação das possíveis formas de motorização do sistema

Pode-se observar na Figura 6.1 que ambos os sistemas de motorização necessitam de um cabo por onde serão transmitidos os sinais do aro de propulsão que deve ser instrumentado para o sistema de motorização.

Esta instrumentação do aro é fundamental para o sucesso do sistema de motorização servo-assistido. Foi proposta a existência de um sobre aro de propulsão instrumentando, com a finalidade de servir de entrada de informações para o sistema motor e também melhorar a ergonomia da empunhadura durante a propulsão da cadeira de rodas. Este é um pedido de patente do grupo de pesquisa depositado no Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI) sob o número PI0500449-7.

Para construção do protótipo optou-se pela construção do módulo de motorização independente da cadeira de rodas, ou seja, um sistema de rebocador que ao contrário do mostrado na Figura 6.1 está posicionado sob a cadeira de rodas, conforme mostrado na Figura 6.2

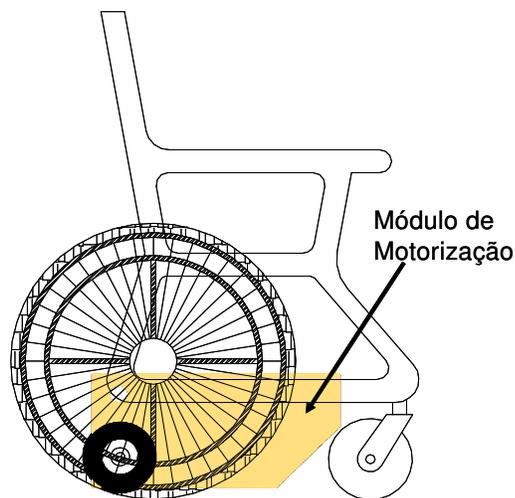


Figura 6.2 – Representação da montagem do sistema de motorização no protótipo

Este sistema de montagem é mais indicado para ambientes onde o espaço é reduzido, também optou-se por esta montagem devido a sua construção mais simples e barata, podendo-se utilizar elementos comercialmente disponíveis e de fácil aquisição.

6.2 Componentes do sistema

O sistema é constituído de cinco elementos básicos, a saber: sensores, motores, baterias, sistema de memória e sistema de controle, que devem ser acoplados a cadeira de rodas como representado de forma esquemática na Figura 6.3, em forma de diagrama de blocos onde são mostradas também as relações entre os subsistemas.

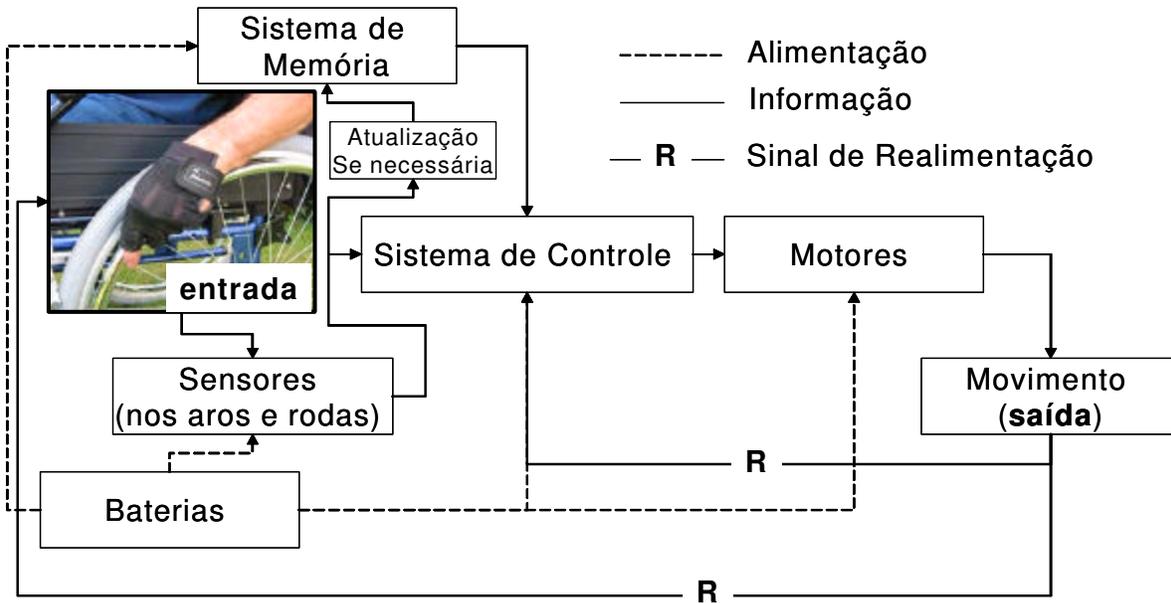


Figura 6.3 - Diagrama de blocos dos subsistemas

As baterias têm como finalidade o fornecimento de energia para os demais subsistemas, o subsistema dos motores tem como finalidade o fornecimento de torque às rodas da cadeira de rodas e conecta-se com o subsistema de controle, e também é responsável por fornecer a realimentação da potência ou força fornecida, já os sensores são os elementos de identificação do meio externo ao sistema de motorização, fornecendo informações sobre o força atuante nas rodas, a velocidade da cadeira de rodas etc, e cabe finalmente ao sistema de controle gerenciar as informações fornecidas pelos subsistemas motores e sensores, e decidir que ação tomar de acordo com as estratégias desenvolvidas no capítulo anterior.

O sistema de memória é um sub sistema à parte do sistema de controle, que permite a gravação de informações sobre as condições físicas do usuário da cadeira de rodas (seja nível

máximo de esforço, disparidade de força no plano sagital, e demais informações relevantes ligadas aos seus ciclos de propulsão) e também a leitura destas para que o sistema de controle se ajuste a estas condições físicas particulares e obtenha um melhor desempenho, além é claro de permitir a intercambiabilidade da cadeira de rodas, condição que pode ser bastante útil se, por exemplo, esta for utilizada por repartições públicas ou mesmo hospitais que a possuam para locomoção interna de seus pacientes e/ou usuários.

Os componentes descritos anteriormente são todos os elementos constituintes do desenvolvimento completo do sistema de motorização servo-assistido, porém devido à complexidade e custo associado à construção de um protótipo completo, optou-se pela construção de algo mais simples que pode ser resumido de forma esquemática no diagrama seguinte.

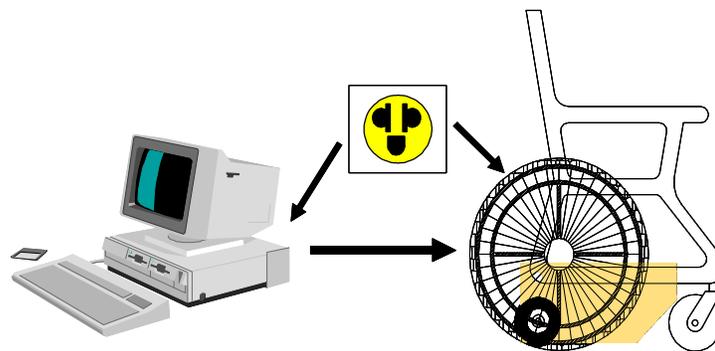


Figura 6.4 – Diagrama de subsistema do protótipo

É importante observar que na Figura 6.4, a comunicação entre o computador e a cadeira de rodas é de uma única via, ou seja, apenas o computador informa à cadeira de rodas como esta deve proceder. Em outras palavras, não foram utilizados neste protótipo os sensores de força que deveriam estar presentes no aro de propulsão da cadeira de rodas.

A entrada da força de propulsão foi gerada, como nas simulações anteriores, por uma curva conhecida. O programa do sistema de controle estará simulando o comportamento da cadeira de rodas e informará ao módulo de locomoção a forma com que este deve atuar no sistema. Conclui-se que o computador estará acumulando as funções do sistema de controle, sensores e sistema de memória mostrados na Figura 6.3.

Para garantir uma maior autonomia para testes e simulação as baterias também foram substituídas pela alimentação em corrente alternada. Também é importante ressaltar que devido ao custo e para facilitar o manuseio de protótipo optou-se pela construção deste em uma escala reduzida.

6.3 Sistema de motorização

O sistema de motorização é responsável pela acomodação dos motores e do sistema de controle dos mesmos uma vez que o sistema de controle enviará ao módulo de motorização um sinal não compatível com as entradas dos motores utilizados.

As dimensões principais do módulo de motorização são apresentadas na Figura 6.5, sua concepção foi que ocupasse o espaço sob a cadeira de rodas. As dimensões apresentadas na figura foram obtidas de acordo com a escala da cadeira de rodas utilizadas no protótipo e demais componentes como os motores e a placa de controle destes.

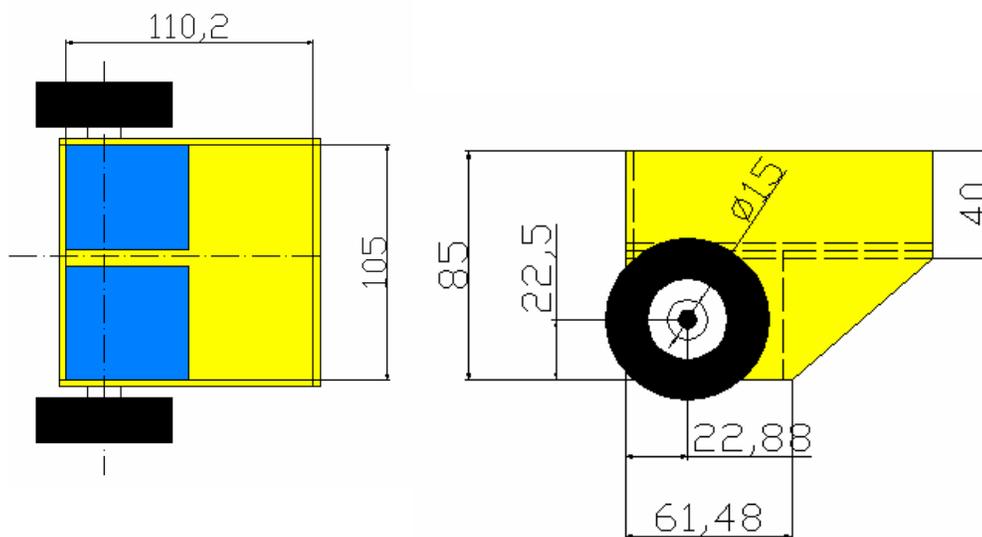


Figura 6.5 – Esquema de construção do módulo de motorização

O sistema de motorização é dividido em duas partes: a parte inferior cujo objetivo é o alojamento dos motores e baterias, quando utilizadas, e a parte superior onde fica alojado o

sistema de controle dos motores, que é um sistema de controle responsável por acioná-los de acordo com o especificado pelas estratégias de controle simuladas no microcomputador e enviado via cabo serial.

Antes desta concepção para o sistema de motorização foram propostas outras configurações, porém o resultado não foi como esperado, ou devido à fragilidade do sistema ou devido a problemas com a dirigibilidade do mesmo, de modo que o sistema final é apresentado na Figura 6.6. Observa-se que o sistema de controle utiliza-se de um BasicStep® que será comentado mais a frente.

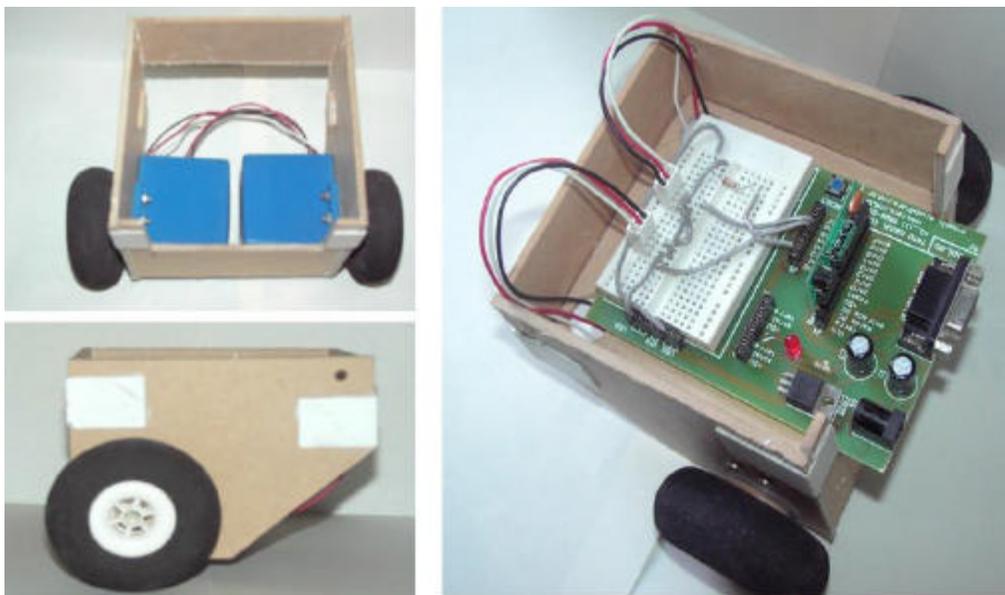


Figura 6.6 – Foto do sistema de motorização utilizado no protótipo

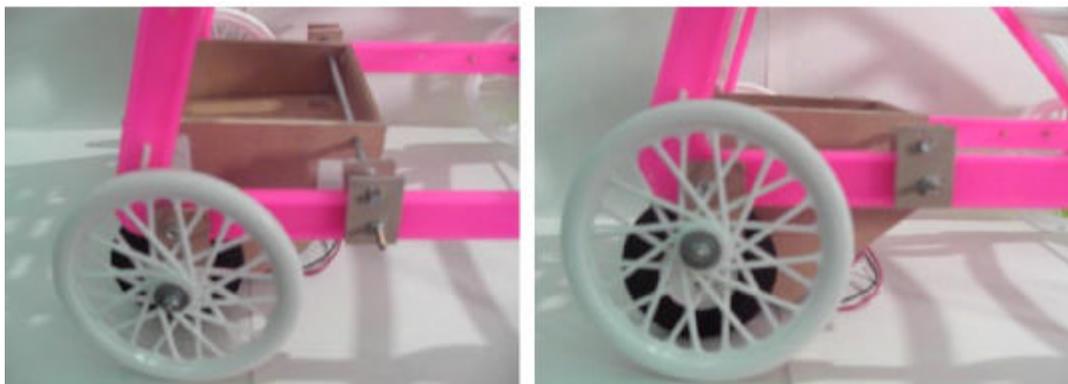


Figura 6.7 – Foto do sistema de motorização e sua fixação na cadeira de rodas

A Figura 6.7 apresenta a fixação do sistema de motorização na cadeira de rodas. Este item é muito importante para a dirigibilidade do sistema total. As rodas do módulo de motorização devem estar alinhadas com o eixo das rodas da cadeira de rodas, pois caso contrário o sistema passará a se comportar como um veículo com seis rodas, dificultando a realização de curvas e invalidando todo o desenvolvimento matemático que deu origem às equações de movimento para o sistema.

6.3.1 Motores

Para motorização do sistema foram utilizados dois servo-motores de rotação, mostrados na Figura 6.8, posicionados de ambos os lados do sistema que serão controlados de maneira independente para que seja possível a realização de curvas e mudanças de trajetória.



Figura 6.8 – Servo motor de rotação

Este tipo de motor é muito utilizado em construções de modelismo, e possui como vantagem o fato de internamente serem dotados de um sistema de controle que pode ser facilmente interfaceado com um controlador comum. Os servos motores de rotação diferentemente dos de posição que se posicionam em determinado ângulo e assim se mantêm, podem ser controlados para que girem em determinada velocidade, definida pela largura do pulso fornecido a estes.

De modo geral os servos motores necessitam receber um trem de pulsos que obedeçam à forma mostrada na Figura 6.9. Variando-se a largura do pulso entre 1 e 2 ms, controla-se a

rotação entre a máxima velocidade à esquerda, a parada e a máxima velocidade à direita do servo-motor. Via de regra os servo-motores páram quando a largura do pulso é 1.5 ms e atinge as velocidades máximas em sentidos opostos quando a largura do pulso é respectivamente 1 e 2 ms.

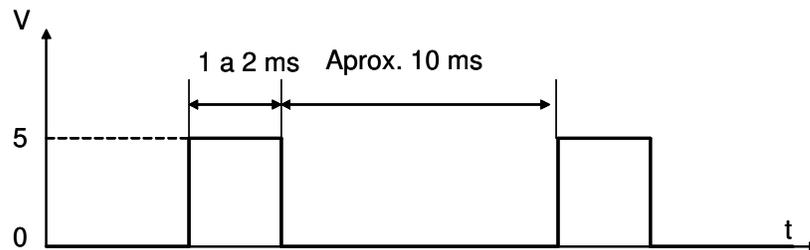


Figura 6.9 – Características do sinal de controle para o servo-motor

6.3.2 Calibração dos motores

O sistema de motorização é composto por dois motores que serão controlados individualmente. Esta afirmação exige que os mesmos sejam calibrados e sejam acionados com a mesma velocidade de rotação, ou seja, com larguras de pulso que indiquem a mesma velocidade para que o sistema não sofra desvio de trajetória devido à diferença de velocidade não proposital nos motores.

A Figura 6.10 a seguir apresenta as curvas de calibração dos motores em relação à largura do pulso de controle. Foi adotado que o sentido anti-horário apresentaria valor positivo e o sentido horário valor negativo. Pode-se observar que as curvas de calibração não são idênticas, apresentando valores diferentes para a rotação nula e também para as rotações máxima e mínima.

O motor 02 apresenta-se com uma faixa de utilização que varia de -42 rpm à +42 rpm sendo que seu ponto de rotação nula ocorre em 156 e 157 ms. Já o motor 01, tem uma faixa maior de -48 à + 48 rpm, e seu ponto de rotação nula ocorre em 159 ms. Para que os motores atuem corretamente foi fixada a rotação máxima de 42 rpm tanto positiva quanto negativa para que ambos sejam capazes de atuarem com a mesma velocidade máxima.

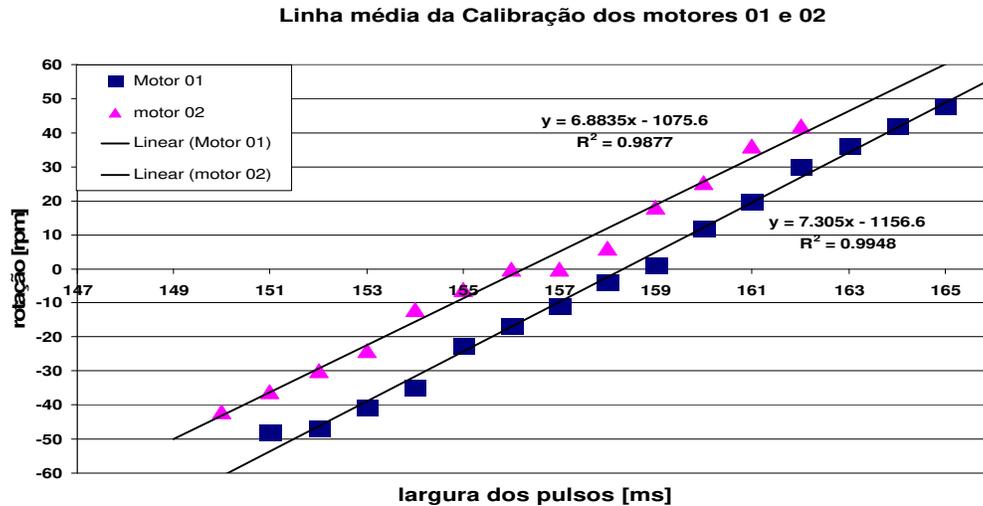


Figura 6.10 – Calibração dos motores

Para acionamento dos motores serão utilizadas não as curvas de calibrações porque o sistema não permite geração de pulso da ordem de décimos de milissegundos. Portanto os motores deverão ser acionados de forma discreta seguindo os valores encontrados na calibração. Ou seja, os motores só poderão ser acionados em velocidades discretas conforme a tabela a seguir:

Tabela 6.1 – Valores de rotação dos motores em função da largura do pulso

Largura do Pulso	Motor 01 [rpm]	Motor 02 [rpm]
165	48	
164	42	
163	36	
162	30	42
161	19.8	36
160	12	25.2
159	1.2	18
158	-3.6	6
157	-10.8	0
156	-16.8	0
155	-22.8	-6
154	-34.8	-12
153	-40.8	-24
152	-46.8	-30
151	-48	-36
150		-42

Visando manter a proporcionalidade entre a velocidade atingida pelo sistema durante a simulação e o protótipo, os motores serão acionados segundo as equações (eq. 6.1) e (eq. 6.2) de modo que V_x , seja a velocidade do centro de gravidade da cadeira de rodas, e ω_z a velocidade de rotação em torno do eixo Z e ξ , o ângulo de rotação em torno do eixo Z, calculados durante a simulação dinâmica e V_{le} e V_{ld} sejam respectivamente as velocidades dos motores 01 e 02.

$$V_{le} = V_x - b / 2 * \cos(\xi) * \omega_z \quad (\text{eq. 6.1})$$

$$V_{ld} = V_x + b / 2 * \cos(\xi) * \omega_z \quad (\text{eq. 6.2})$$

6.3.3 Controlador

Para o controle dos servos motores foi utilizado um micro-controlador do tipo Basic Step 1, que utiliza um microcontrolador PIC16F628 e numa única placa engloba esse microcontrolador, uma memória com o interpretador PBASIC e um regulador de tensão. Este controlador de 14 pinos com 8 entradas e saídas, na primeira versão ainda não possuía entradas e saídas analógicas, como nas versões posteriores. Sua alimentação é de 7.5V a 15V e suas entradas tem capacidade para uma corrente de até 25 mA. A linguagem de programação é baseada em Basic e chamada de TBasic. A Figura 6.11 mostra o controlador utilizado no módulo de locomoção.

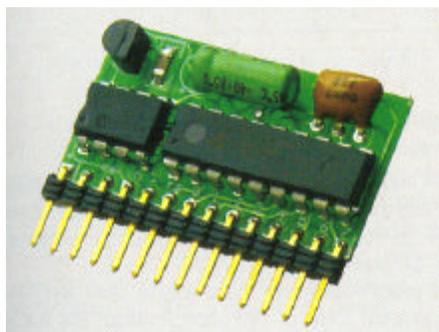


Figura 6.11 – Controlador BasicStep1

Este controlador utiliza o comando: *pulsout pin, t* para controle dos servos motores gerando pulsos no pino definido pela variável *pin* com duração de $10*t$ em milisegundos. Além disso, comunica-se com o microcomputador através porta serial, COM1, utilizando o comando: *serin pin,baudmode,char, info* onde *pin* é o pino de leitura, *baudmode* configuração da paridade e taxa de transmissão dos dados, sendo utilizada neste caso N2400, *char*, é um caractere para início dos dados e *info* é a informação que será utilizada para o controle, neste caso como será realizado o controle de servo motores, esta informação será a largura do pulso de controle

Deve-se estar atento ao fato do microcomputador enviar pela porta serial as informações com tensão de 12V e, portanto sendo necessário para compatibilizar o sinal com a entrada do BasicStep1 que o mesmo passe por um resistor de 22 kΩ. O esquema das ligações é mostrado na Figura 6.12. Observando que para efeitos meramente ilustrativos foi adicionada a montagem esquemática de apenas um servo motor.

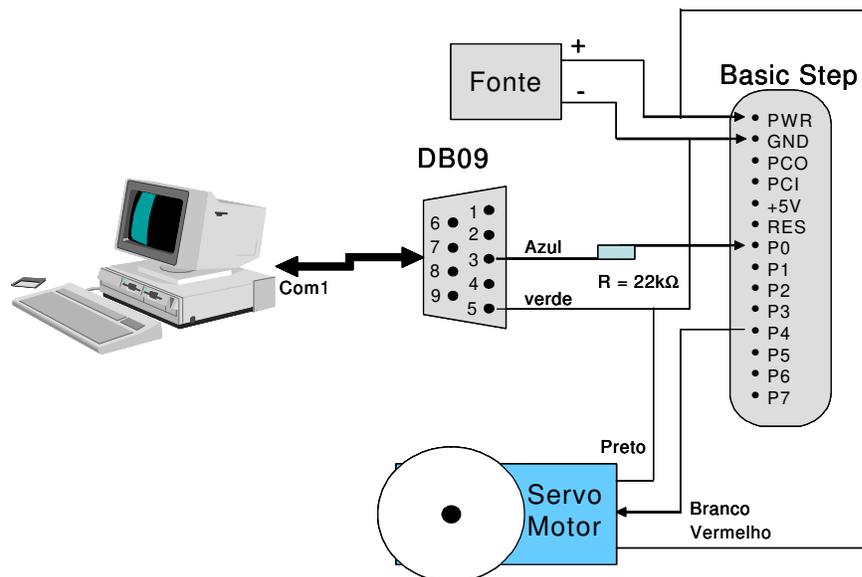


Figura 6.12 – Esquema de montagem da comunicação entre o BasicStep1 e o microcomputador

6.4 Programa

Como já mencionado com o objetivo de tornar o sistema de controle mais independente de softwares dedicados à área de engenharia com é o caso do Matlab® desenvolveu-se na linguagem

Visual Basic 5®, um software capaz de realizar as mesmas análises apresentadas no capítulo anterior e também capaz de reproduzir as principais estratégias de controle.

A vantagem na utilização deste tipo de software é que sendo um programa mais simples e dedicado, pode ser utilizado em máquinas de menor capacidade de processamento, além de permitir que outros usuários como médicos e terapeutas o utilizem para calibração do sistema de controle de acordo com as necessidades do paciente.

Com isto pretende-se ter um sistema completo que permita sua utilização em hospitais e centros de reabilitação por pessoas que não sejam necessariamente, engenheiros capazes de calibrar o sistema para um usuário específico.

O programa segue o mesmo diagrama de blocos mostrado na Figura 3.7, com as mesmas definições derivadas da modelagem cinemática e dinâmica do sistema composto pelo usuário e a cadeira de rodas, e também a modelagem biomecânica apresentada na seção 1.6, além disso foram implementadas as principais lógicas de controle para acionamento dos motores, correção da disparidade sagital, controle de velocidade e simulação de inércias descritas no capítulo anterior.

Na tela de apresentação do programa mostrada na Figura 6.13, o usuário tem como opção a definição dos principais parâmetros utilizados na modelagem do sistema, ou seja, parâmetros correspondentes ao sistema físico cadeira de rodas Figura 6.14 (A), a parâmetros correspondentes à força de propulsão, Figura 6.14 (B), e também às condições de inclinação da pista, Figura 6.14 (C).

Com exceção da tela de apresentação todas as demais apresentam ao usuário a capacidade de salvar as alterações e resgatar arquivos com os elementos e também a opção de ver um pequeno tutorial explicando o que significa cada uma das variáveis.

Todas as variáveis podem ser alteradas desde que seja feito antes das simulações, pois caso contrário o sistema utilizará os valores pré-definidos conforme as seções anteriores.

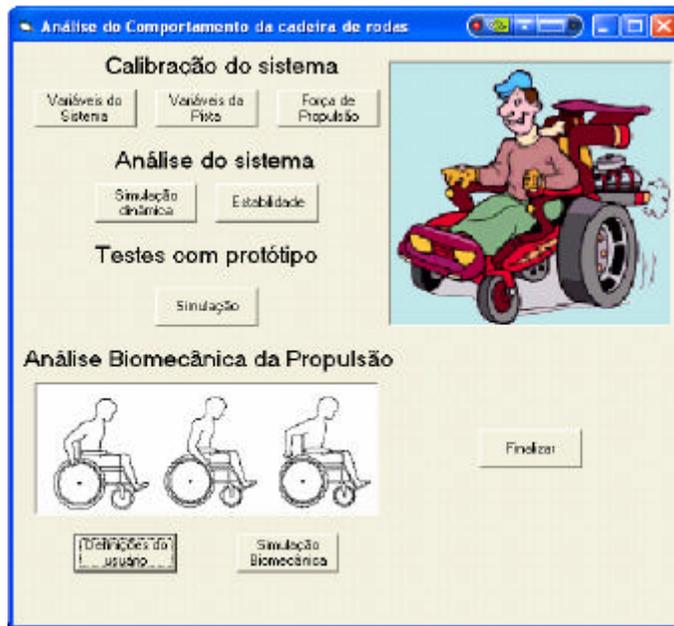


Figura 6.13 – Tela de apresentação do programa

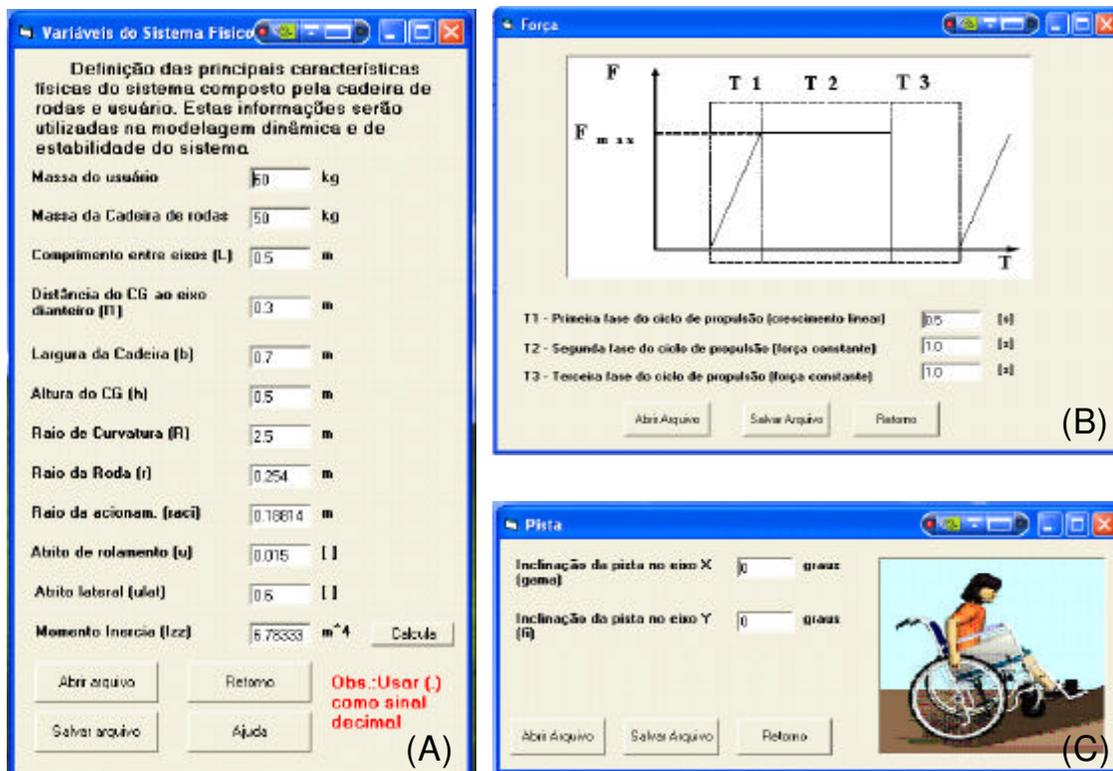


Figura 6.14 – Telas de calibração do sistema (A) variáveis geométricas, (B) características da força de propulsão e (C) inclinações da pista

Uma vez definidas as características do sistema, se necessário, na tela de apresentação existe a possibilidade de realizar-se duas análises do sistema: a estabilidade, Figura 6.15 (A) e a simulação dinâmica do mesmo, Figura 6.15 (B).

As equações de estabilidade foram obtidas do trabalho de Lombardi Jr., 2002 e também da seção 3.3, enquanto que a simulação do sistema dinâmico é derivada da modelagem apresentada na seção 3.4. Da mesma forma, como foram realizadas as simulações dinâmicas anteriores, o usuário pode estar alterando algumas informações do sistema como, por exemplo, as condições iniciais do movimento, número de ciclos estudados, se existe ou não defasagem sagital da força de propulsão, se existe ou não defasagem temporal da força de propulsão e se o usuário é capaz de propelir sozinho a cadeira de rodas.

Além disso, como também já implementado na rotina do programa em Matlab®, é possível durante a simulação do sistema estar verificando a estabilidade do mesmo. Ainda durante a rotina de simulação dinâmica pode-se optar pela utilização das rotinas desenvolvidas nesta tese, por isso existe a opção de escolher as que mais se adaptem ao tipo de anomalia presente no ciclo de propulsão.

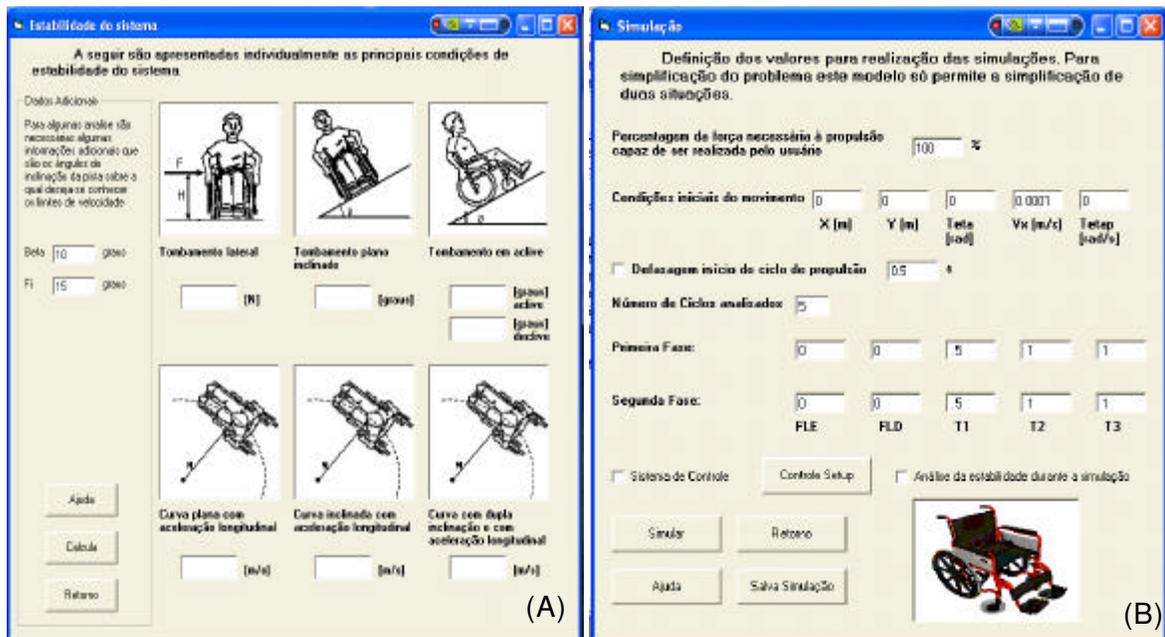


Figura 6.15 – Telas de análises do sistema (A) estabilidade (B) simulação dinâmica

O sistema de simulação permite o armazenamento das respostas em arquivo padrões para leitura em programas comerciais como Excel®, Matlab®, WordPad®, etc. Ou mesmo pelo próprio programa.

A Figura 6.16 a seguir mostra a tela onde as rotinas de controle são escolhidas, as rotinas são denominadas de acordo com a ordem em que foram implementadas nesta tese, além disso, em caso de dúvida existe para cada tipo de estratégia um breve resumo da rotina com seu diagrama de blocos que pode ser acessado clicando no botão ajuda.

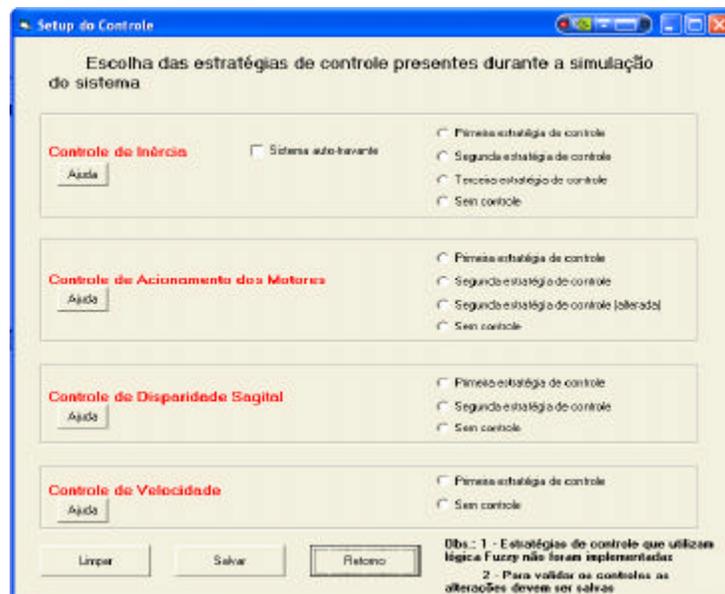


Figura 6.16 – Tela de escolhas das estratégias de controle

Neste ponto vale ressaltar que não foram implementadas neste programa as rotinas que utilizavam lógica fuzzy, devido a grande complexidade presente na estruturação de um sistema de controle semântico como é o caso do bloco de funções fuzzy presente no programa Matlab®.

Para utilização do protótipo também existe uma tela como apresentado na Figura 6.17. Esta permite ao usuário primeiramente testar se o cabo de transmissão de dados pela porta serial, COM1, está realmente funcionando, e também calibrar o acionamento dos motores.

A calibração dos motores é importante porque os servos-motores possuem variações quanto a sua construção e os valores para a largura de pulso tanto de parada como de velocidade máxima podem variar de um motor para outro. Se a calibração não for realizada corre-se o risco dos motores movimentarem-se com velocidades distintas, mesmo não havendo aplicação de forças diferentes sobre os lados do sistema.

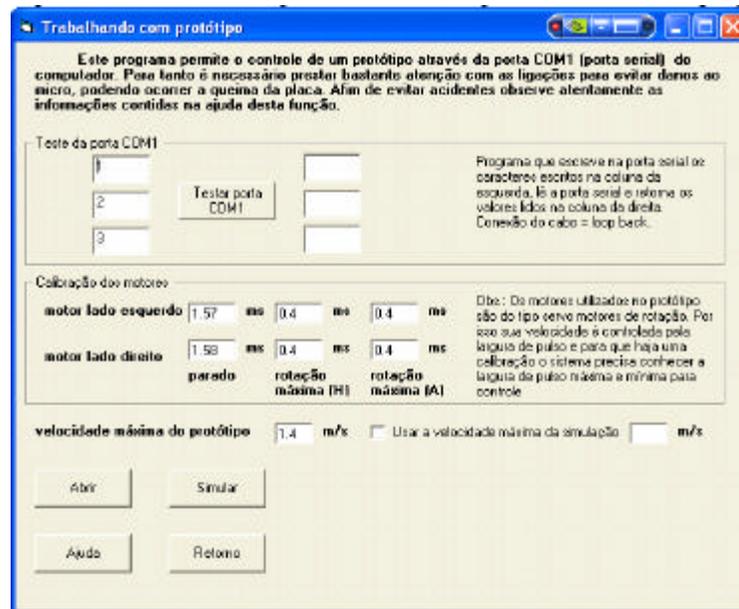


Figura 6.17 – Tela de controle do protótipo

Finalmente pode-se escolher uma velocidade máxima para o sistema ou deixar que esta seja definida como a velocidade máxima da simulação.

A simulação do sistema será realizada baseada numa simulação numérica previamente calculada, por isso a importância em armazenar os resultados das simulações conforme apresentado na tela da Figura 6.15(B).

Conforme mostrado na Figura 6.13, o programa também permite uma análise da biomecânica da propulsão manual de uma cadeira de rodas. Para tanto primeiramente é necessário o conhecimento de algumas grandezas físicas do usuário e em seguida baseado no modelo apresentado na seção 1.6 poderá determinar os esforços sobre cada uma das articulações dos membros superiores.

Na primeira tela da análise biomecânica, Figura 6.18, o usuário pode optar por três formas de entrada dos valores antropométricos necessários ao modelo, a primeira, entrada manual com todos os valores, na segunda forma apenas os comprimentos dos membros são necessários, pois utilizando-se do modelo proposto por Hall, 1995 tanto os diâmetros como as massas correspondentes a cada membro podem ser aproximadas por relações com seu comprimento.

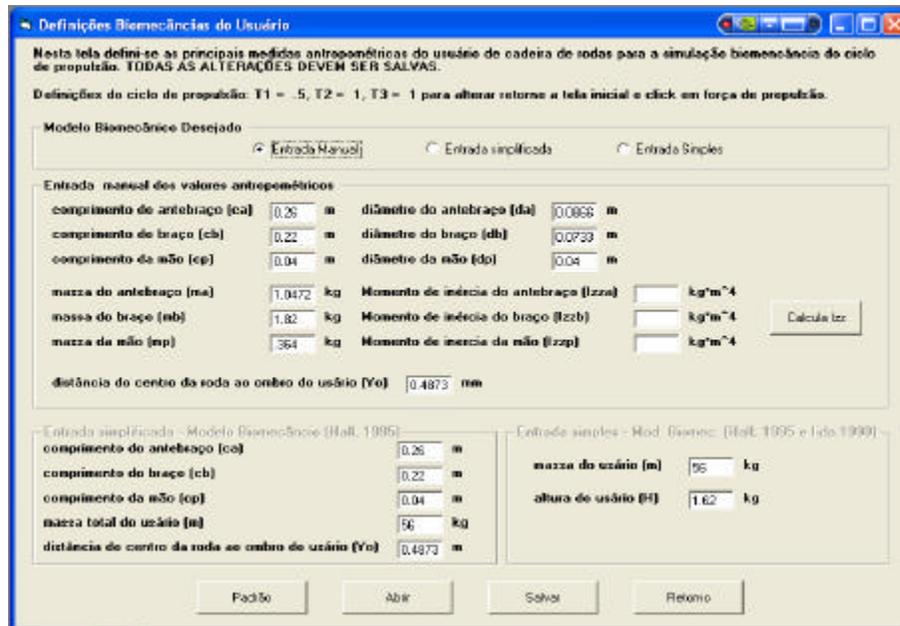


Figura 6.18 – Tela de definição do modelo biomecânico

O sistema também permite uma outra aproximação onde se utiliza informações combinadas entre os modelos de Hall, 1995 e Iida, 1990, neste último os comprimentos dos membros superiores são baseados na altura do indivíduo.

Por fim a tela apresentada na Figura 6.19 permite as duas análises fundamentais do ciclo de acionamento, a primeira a análise cinemática do movimento dos membros superiores, onde será obtida a relação entre os ângulos de acionamento e o movimento dos membros e também a análise dinâmica do sistema, onde os esforços em cada uma das articulações são determinados.

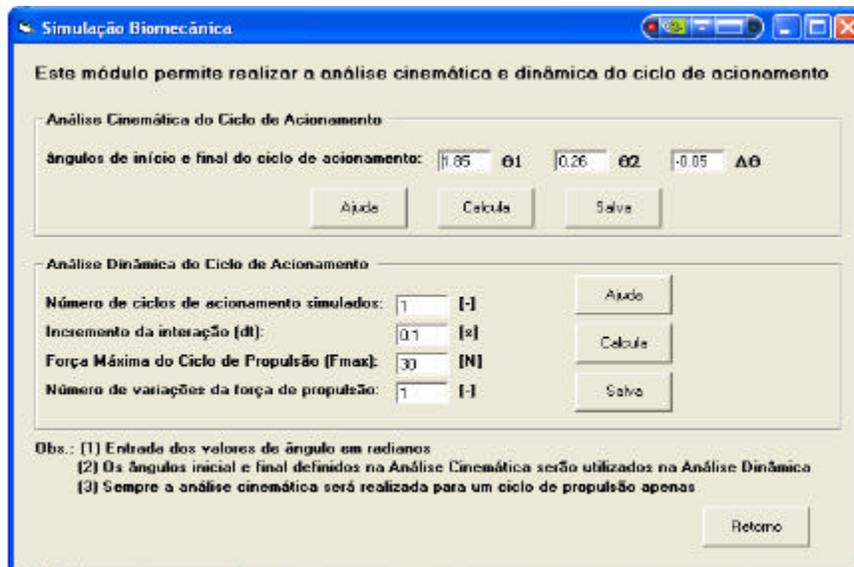


Figura 6.19 – Tela de análise biomecânica

6.5 Teste com o Protótipo

Após a construção do protótipo como mostrado na seção anterior verificou-se a necessidade da realização de testes comparativos entre o resultado das simulações numéricas utilizando-se o modelo desenvolvido na seção 3.4 com o protótipo em escala.

Como parâmetro de comparação utilizou-se somente dois estados de simulação: a primeira simulação onde o usuário aplica 100% da força necessária ao movimento (18,19N) e a segunda onde o usuário apresenta uma disparidade sagital de 10% para o lado esquerdo. Estas duas situações são suficientes tanto para verificar o deslocamento total do sistema como para verificar o desvio de trajetória do mesmo.

Somente os deslocamentos longitudinais e transversais serão utilizados na comparação entre as simulações devido ao fato do protótipo não possuir instrumentação que permita a determinação de sua velocidade ou mesmo sua aceleração.

Como procedimento de teste foi utilizada uma linha base em um piso liso sobre a qual foi colocada uma das rodas do protótipo e sobre a qual o mesmo deveria caminhar a partir de uma

origem conhecida. Após a simulação, utilizando o programa desenvolvido e apresentado na seção anterior, foram tomados as medidas de deslocamento longitudinal do sistema e seu desvio transversal. Ao todo para cada uma das condições de testes foram realizadas três repetições do procedimento.

Para as simulações foram ajustados os parâmetros de velocidade máxima do protótipo igual a 2.5 m/s e diâmetro do pneu (do protótipo) igual a 0.06m.

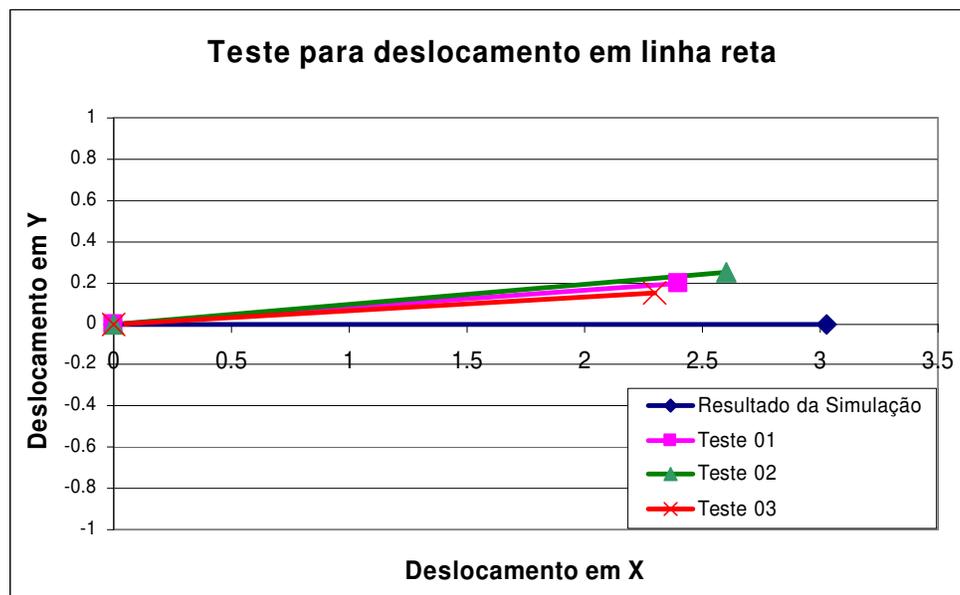


Figura 6.20 – Resultado comparativo entre simulação e protótipo para deslocamento em linha reta

A Figura 6.20 mostra o resultado dos testes com o protótipo em escala para a condição de deslocamento em linha reta, ou seja, aplicação de força de propulsão igual em ambos os lados do sistema.

Observa-se que mesmo após a calibração dos motores ainda existe uma diferença entre as rotações dos mesmos o que fica bastante visível ao observar a Figura 6.20 e notar que o sistema sofre um desvio para o lado esquerdo, ou seja, a rotação do motor direito é superior à rotação do motor esquerdo do módulo de motorização. A média dos três testes para o deslocamento longitudinal foi de 2,4m contra 3,0m da simulação numérica o que corresponde à uma correlação razoável. Quanto ao deslocamento longitudinal não existe uma preocupação muito grande na

simulação, pois pode-se inserir no sistema um ganho para a rotação de modo que o deslocamento do prótípo seja mais próximo do encontrado na simulação numérica do modelo.

Infelizmente devido à qualidade dos motores de passo utilizados o sistema sofreu um desvio de trajetória indesejado com valor médio de 0,2m o que corresponde á um desvio de aproximadamente 8% do total do deslocamento. Este desvio pode com certeza ser diminuído se forem utilizados motores de passo de melhor qualidade e que possuam uma calibração com maior repetibilidade dos valores medidos.

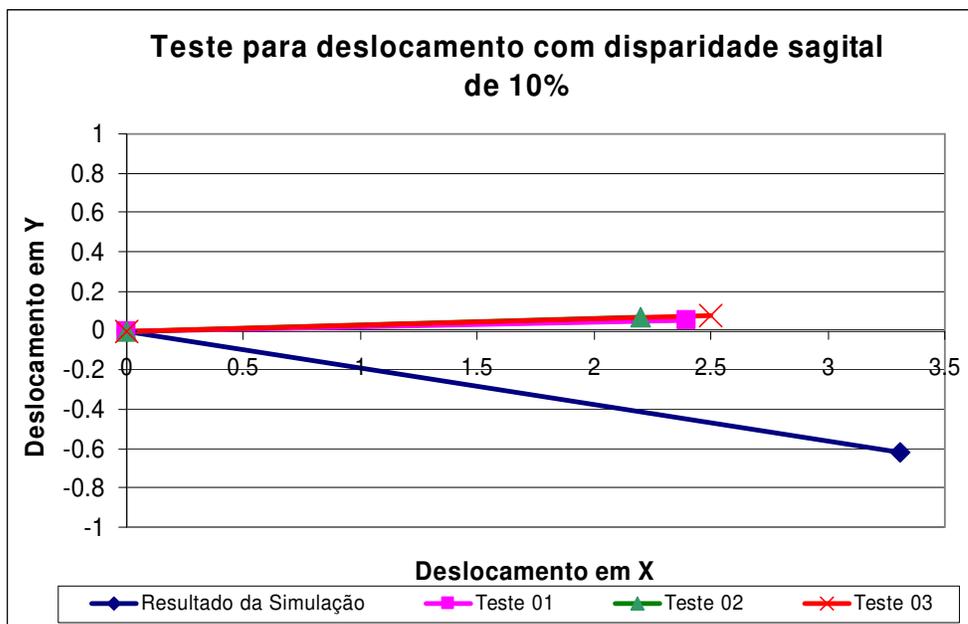


Figura 6.21 – Resultado comparativo entre simulação e prótípo para deslocamento com disparidade sagital de 10%

Na Figura 6.21 é mostrado o comportamento dos testes como prótípo para a condição de deslocamento com disparidade sagital de 10%, onde é possível observar que o sistema aproximou-se mais da condição de um movimento sem desvio de trajetória, ou seja, neste caso os motores do lado esquerdo do módulo de motorização tiveram uma rotação superior que no caso do teste anterior o que permitiu ao movimento final aproximar-se mais da condição sem desvio de trajetória. Da mesma forma pode-se afirma que se comparada com a condição anterior o sistema simulado com o prótípo apresentou um desvio para o lado direito tal qual como ocorrido nas simulações numéricas do sistema.

O deslocamento longitudinal do sistema na média dos três testes foi de 2,4m e o desvio médio foi de 0,07m o que corresponde a um de 3 % do total do deslocamento, mostrando que o sistema, embora ainda apresente problemas quando à calibração dos motores, é possível de reproduzir o comportamento de uma cadeira de rodas normal.

6.6 Conclusões

Com as informações apresentadas neste capítulo é possível concluir que o sistema de motorização servo-assistido pode ser facilmente implementado para a construção de um protótipo mesmo que em escala real.

O sistema do protótipo em escala e também o programa de análise e simulação desenvolvido em Visual Basic® demonstram a facilidade de implementação do produto desenvolvido nesta tese.

Este sistema servirá de base para a construção e controle de um sistema em escala real além de servir de elemento de análise das condições dinâmicas do mesmo, permitindo a escolha de estratégias de controle e teste com estas que poderão utilizar-se ou não do protótipo.

O sistema de comunicação com o protótipo é elemento fundamental para que novas estratégias sejam implementadas em protótipos sem a necessidade de maiores e mais complexas montagens para testes, reduzindo custos e tempo para desenvolvimento destas.

Os testes com o protótipo mostraram-se satisfatório embora também tenha apresentado a necessidade de utilizar-se de motores de passo de melhor qualidade para que seja possível uma melhor reprodução do comportamento encontrado nas simulações do modelo matemático.

Capítulo 7

7 Conclusões e perspectivas futuras

Como importante contribuição deste trabalho tem-se primeiramente o fato de que além do desenvolvimento de um projeto de pesquisa na área de engenharia, a tese preocupa-se em melhorar a condição de vida das pessoas com necessidades especiais, permitindo-lhes acessibilidade e com isso sua inclusão social.

O trabalho permitiu o desenvolvimento de um modelo matemático do sistema dinâmico (cadeira de rodas + usuário) que pode ser utilizado em desenvolvimentos futuros na área de reabilitação motora, pois o mesmo mostrou-se bastante eficiente nas simulações de condições usuais e também em condições onde o ciclo de propulsão sofre alterações.

Outra importante contribuição foi a modelagem dinâmica do sistema e sua ligação com a força de propulsão do usuário, permitindo que as forças internas do sistema sejam conhecidas durante o uso da cadeira de rodas e também permitir o conhecimento das influências da força de propulsão sobre o sistema.

O trabalho contido também demonstra que com a aplicação de uma metodologia de projeto, a metodologia de projeto axiomático é possível o desenvolvimento de projetos complexo através da solução de problemas de forma estruturada e dividida em problemas mais simples.

Sendo, portanto inovador o fato do desenvolvimento de rotinas de controle tendo como metodologia o projeto axiomático que se mostrou muito eficiente na geração de rotinas de controle que quando combinadas no final do trabalho, muito dificilmente ter-se-ia um sistema de controle de tal complexidade e com uma eficiência muito superior àquela que poderia resultar do desenvolvimento de uma rotina sem a aplicação de qualquer metodologia.

As rotinas de controle resultantes deste trabalho podem ser facilmente implementadas em um sistema físico e com bons resultados conforme simulado nas seções anteriores. Todo o desenvolvimento resultou em uma estratégia complexa, mas que pode ser facilmente entendida no decorrer do trabalho.

Finalmente com o desenvolvimento de um programa em Visual Basic® capaz de simular o sistema, analisar a biomecânica do acionamento e ainda controlar um protótipo em escala tem-se ao final do trabalho um sistema com componentes funcionais em estágio bastante avançado que pode ser facilmente implementado em um sistema físico em escala real o que viabilizaria testes com usuários e ajustes nos ganhos das estratégias de controle.

O processo de desenvolvimento do sistema não se encerra com a defesa desta tese de doutorado, pois como já mencionado ainda restam o desenvolvimento de um protótipo em escala real e também testes para ajustes às necessidades pessoais de cada usuário que podem ser armazenadas em um cartão de memória que seria lido pelo sistema permitindo assim uma maior intercambiabilidade do sistema principalmente para uso destas cadeiras de rodas em hospitais e locais públicos. As rotinas ainda podem ser alteradas para compensar o desgaste físico do usuário

Tanto o sistema de controle e o conceito de motorização servo-assistido resultaram em um pedido de patente registrado no INPI (Instituto Nacional da Propriedade Industrial) sob o número PI0500449-7, o que mostra a viabilidade técnica do trabalho além de já haver contato com empresas que se interessaram em continuar e finalizar este desenvolvimento para sua comercialização. Para concluir, este trabalho teve sua importância e contribuiu para o desenvolvimento de um novo sistema de motorização que ajudará na melhoria da acessibilidade de pessoas com necessidades especiais de locomoção.

Anexo 01

Considerações sobre as forças reativas ao movimento de propulsão da cadeira de rodas

Este anexo tem como objetivo demonstrar o equacionamento da distribuição de peso sobre cada uma das rodas do sistema e através desta determinar as forças reativas ao movimento. E também determinar a força mínima necessária para que o sistema seja impulsionado, pois quanto maior o peso ou a resistência ao rolamento maior será o desgaste muscular e conseqüentemente o risco de desenvolver LER.

A Figura A1.1, a seguir, representa o diagrama de forças atuantes sobre a cadeira de rodas em um plano com dupla inclinação, uma situação bastante complexa para uma cadeira de rodas, em condições práticas representaria aproximadamente o usuário subindo uma rampa diagonalmente. No equacionamento será utilizado as componentes da força peso (W) atuantes sobre as rodas.

Considera-se W como o peso do conjunto (usuário e cadeira de rodas), W_x , W_y e W_z , as componentes da força peso nas direções longitudinal, transversal e vertical respectivamente em relação à cadeira de rodas, R_t e R_f as forças de resistência ao rolamento na traseira (rodas 3 e 4) e na dianteira (rodas 1 e 2) respectivamente, h altura do CG e l_1 e l_2 distância dos eixos dianteiros e traseiros respectivamente até o CG da cadeira de rodas.

Como para efeito das simulações o sistema formado pela cadeira de rodas e criança foi considerado simétrico em relação ao eixo X, ou seja, o CG do sistema está posicionado no plano

sagital, metade da distância entre as rodas (b), logo os pesos atuantes nas rodas dianteiras são iguais entre si, o mesmo acontece com as rodas traseiras.

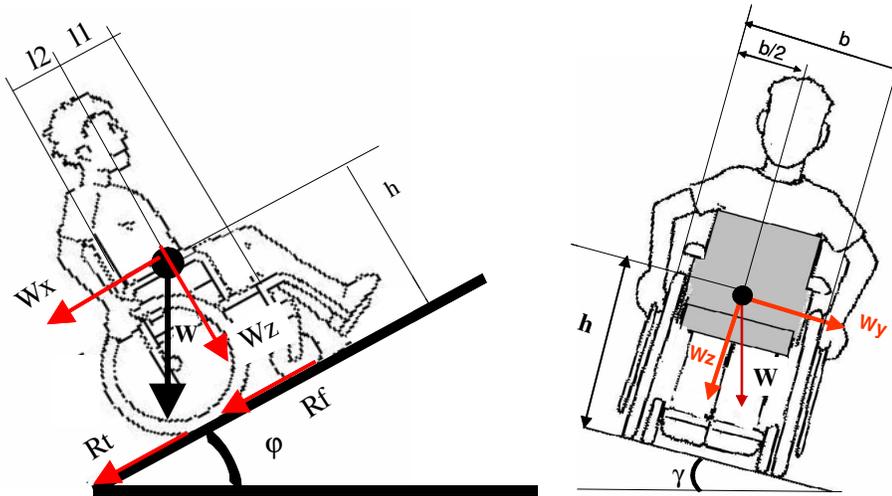


Figura A1.1 - Diagrama de forças atuantes sobre a cadeira de rodas em um plano com dupla inclinação

A Figura A1.2 representa o sistema de numeração das rodas da cadeira de forma a ser coerente com a modelagem da seção 3.4, Figura 3.6, onde são representadas todas as forças atuantes sobre as rodas visando à modelagem da dirigibilidade do sistema.

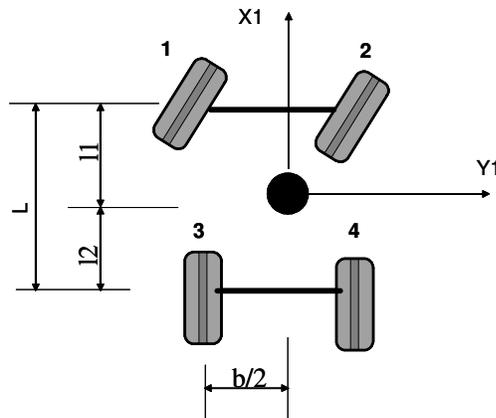


Figura A1.2 – Representação da numeração das rodas adotada para a modelagem

Desta forma as componentes da força peso em função das inclinações possíveis para a pista podem ser escritas da seguinte forma, no sistema de referência inercial:

$$W = \begin{Bmatrix} -m.g.\sin(\varphi) \\ m.g.\cos(\varphi).\sin(\gamma) \\ m.g.\cos(\varphi).\cos(\gamma) \end{Bmatrix} \quad (\text{eq. A1.1})$$

Para determinação das forças de resistência ao rolamento das rodas é necessário conhecer-se a distribuição de peso sobre cada uma, o método tradicional é a aplicação das equações de equilíbrio do sistema, porém como cada roda possuirá 3 incógnitas (as forças nas três direções) o sistema total possuirá 12 variáveis o que o torna indeterminado.

Optou-se então pela decomposição em etapas das componentes das forças peso em cada uma das rodas como mostrado a seguir.

No caso de um veículo estacionário em uma rua plana tem a distribuição de carga é estritamente uma função da geometria do sistema, e para uma visão lateral do da cadeira de rodas (modelo de bicicleta lateral) pode ser determinada conforme as (eq. A1.2) e (eq. A1.3).

$$Wf' = W \frac{l1}{L} \quad (\text{eq. A1.2})$$

$$Wt' = W \frac{l2}{L} \quad (\text{eq. A1.3})$$

O efeito da inclinação longitudinal corresponde à cadeira de rodas encontra-se em uma pista ascendente, é mostrado nas equações (eq. A1.4) e (eq. A1.5):

$$Wf = W \frac{l2}{L} \cos(\varphi) - W \frac{h}{L} \sin(\varphi) \quad (\text{eq. A1.4})$$

$$Wt = W \frac{l1}{L} \cos(\varphi) + W \frac{h}{L} \sin(\varphi) \quad (\text{eq. A1.5})$$

O efeito de uma inclinação lateral na distribuição de carga é determinado pelas equações (eq. A1.6), (eq. A1.7), (eq. A1.8), (eq. A1.9). Nestas equações assume-se que a cadeira de rodas está inclinada para a direita:

$$R1_z = \frac{Wf}{2} \cdot \cos(\gamma) - Wf \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \quad (\text{eq. A1.6})$$

$$R2_z = \frac{Wf}{2} \cdot \cos(\gamma) + Wf \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \quad (\text{eq. A1.7})$$

$$R3_z = \frac{Wt}{2} \cdot \cos(\gamma) - Wt \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \quad (\text{eq. A1.8})$$

$$R4_z = \frac{Wt}{2} \cdot \cos(\gamma) + Wt \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \quad (\text{eq. A1.9})$$

Finalmente pode-se determinar as equações para as forças de resistência ao rolamento das rodas definidas no eixo X tanto para as rodas traseiras como dianteiras que estão diretamente relacionadas com as componentes em Z do peso atuante sobre cada uma das rodas, pois são forças de atrito, desta forma as forças Rf_1 , Rf_2 , Rt_3 e Rt_4 podem ser escritas da seguinte forma:

$$Rf_1 = \mu \cdot \left(\frac{Wf}{2} \cdot \cos(\gamma) - Wf \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \right) \quad (\text{eq. A1.10})$$

$$Rf_2 = \mu \cdot \left(\frac{Wf}{2} \cdot \cos(\gamma) + Wf \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \right) \quad (\text{eq. A1.11})$$

$$Rf_3 = \mu \cdot \left(\frac{Wt}{2} \cdot \cos(\gamma) - Wt \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \right) \quad (\text{eq. A1.12})$$

$$Rf_4 = \mu \cdot \left(\frac{Wt}{2} \cdot \cos(\gamma) + Wt \cdot \frac{h}{b} \cdot \cos(\gamma) \right) \quad (\text{eq. A1.13})$$

Anexo 02

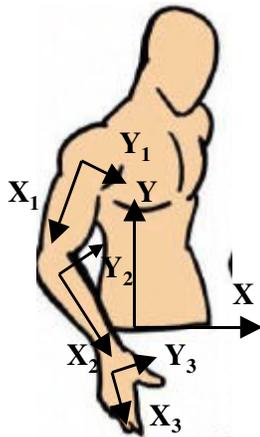
Modelagem Cinemática e dinâmica das forças nas articulações durante a propulsão da cadeira de rodas

Este anexo apresentará de forma resumida os modelo cinemático e dinâmico apresentado nos trabalhos de Lombardi Jr., 2002, Lombardi Jr. 2004(a). Este modelo será importante para a determinação da eficiência do sistema de motorização servo assistido.

Para o modelo foi considerado que todos os movimentos dos membros, ou seja, as rotações α_1 rotação do braço em torno do eixo Z (base inercial I); α_2 rotação do antebraço em torno do eixo Z_1 (base móvel B1) e α_3 rotação do pulso em torno do eixo Z_2 (base móvel B2), ocorrem no plano sagital e que o usuário não se utiliza da projeção frontal do corpo para aumento da força de propulsão, atitude muito comum quando “cadeirantes” desejam aumentar sua velocidade. Estes ângulos são sempre referenciados à base inercial, ou seja, os eixos Z, Z_1 , Z_2 são paralelos.

De posse destas definições pode-se estabelecer as relações entres dos ângulos de rotação dos membros nas articulações (ombro, cotovelo, pulso) em relação ao ângulo de acionamento (θ), que é o ângulo com que o aro de propulsão gira durante o ciclo de acionamento e conforme foi definido na seção 1.5, e representado na Figura 1.6.

A figura a seguir, Figura A2.1 representa os sistemas de referencia móveis e inercial solidários aos membros superiores utilizados na modelagem



A matriz de transformação de coordenadas genérica pode ser definida como:

$$T\alpha_i = \begin{bmatrix} \cos \alpha_i & \sin \alpha_i & 0 \\ -\sin \alpha_i & \cos \alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{eq. A2.1})$$

Figura A2.1– Representação das bases móveis solidárias ao membros superiores

A primeira relação a ser obtida é a mais simples e refere-se à base móvel solidária à mão, e portanto, ao ângulo α_3 e à base móvel B3, que foi considerado igual ao ângulo de acionamento (θ), pois desta forma a força necessária à propulsão da cadeira de rodas passa a ser tangencial ao aro de propulsão e na mesma direção do eixo móvel Y3, vide Figura A2.1. Assim resulta a seguinte equação:

$$\alpha_3 = \theta \quad (\text{eq. A2.2})$$

A figura a seguir, Figura A2. 2 representa de forma esquemática os vetores utilizados para a determinação da equação de vínculo do sistema, responsável por fornecer as relações entre os ângulos das articulações dos membros superiores com o ângulo de propulsão da cadeira de rodas.

Utilizando-se dos vetores definidos na (eq. A2.3), em suas referidas bases móveis e aplicando-se as matrizes de transformação de coordenadas conforme definidas na (eq. A2.1), tem-se:

$${}_I \begin{Bmatrix} 0 \\ Y_0 \\ 0 \end{Bmatrix} + T\alpha_1^T \cdot {}_{B1} \begin{Bmatrix} cb \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} + T\alpha_1^T \cdot T\alpha_2^T \cdot {}_{B2} \begin{Bmatrix} ca \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} + T\alpha_3^T \cdot {}_{B3} \begin{Bmatrix} r^* \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} = \vec{0} \quad (\text{eq. A2.3})$$

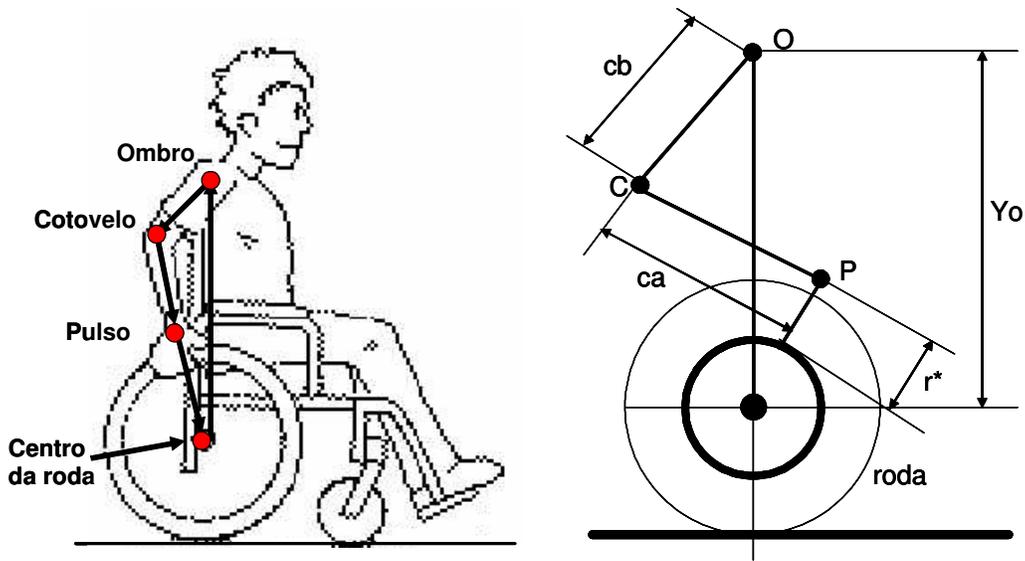


Figura A2. 2 – Esquema para determinação da equação de vínculo

Onde os sub-índices I, B1, B2 e B3, representam as bases onde os vetores foram escritos. Como a equação de vínculos é uma equação vetorial fechada todos os vetores devem ser escritos na mesma base, por isso faz-se necessário a multiplicação dos vetores originais pelas matrizes transformação de coordenadas necessárias de modo a transportá-los para o sistema de referencia inercial.

As variáveis geométricas utilizadas nos vetores são definidas da seguinte forma: Y_o corresponde à distância do centro da roda até o ombro do usuário da cadeira de rodas; cb entre o ombro e o cotovelo (comprimento do braço); ca , entre o cotovelo e o pulso (comprimento do antebraço); e r^* é a distância entre o pulso e o centro da roda (comprimento da mão + raio do aro de acionamento).

Efetuada-se a multiplicação de matrizes da equação (eq. A2.3) e realizando-se algumas simplificações chega-se à seguinte expressão entre os ângulos das articulações e o ângulo de acionamento:

$$\begin{bmatrix} \cos(\alpha_1).cb + \cos(\alpha_1 + \alpha_2).ca \\ \sin(\alpha_1).cb + \sin(\alpha_1 + \alpha_2).ca \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r^* . \cos(\theta) \\ r^* . \sin(\theta) - Y_o \end{bmatrix} \quad (\text{eq. A2.4})$$

Como pode ser observado, a equação (eq. A2.4) é uma equação que não possui solução analítica simples, sua solução, portanto necessita da implementação de métodos numéricos como, por exemplo, Newton-Raphson, desta forma é possível encontrar o conjunto de ângulo das juntas (α_1 e α_2) dos membros superiores em função de um determinado ângulo de entrada θ .

Após a determinação da equação de vínculo cinemático do sistema pode-se agora aplicar o equacionamento de Newton-Euler e Jourdan para determinação dos esforços na articulação de cada um dos membros superiores, ou seja, proceder com a análise dinâmica do sistema.

Porém antes da aplicação das equações de equilíbrio para cada um dos membros superiores é necessário que mais algumas variáveis sejam definidas:

Tabela A2.1– Definição de alguns dos símbolos utilizados na modelagem de Newton-Euler-Jourdan

Símb.	Definição	Unidade
Fbx	Força atuante sobre o cotovelo na direção longitudinal (definida no eixo X2)	[N]
Fby	Força atuante sobre o cotovelo na direção transversal (definida no eixo Y2)	[N]
Fox	Força atuante sobre o ombro na direção longitudinal (definida no eixo X1)	[N]
Foy	Força atuante sobre o ombro na direção transversal (definida no eixo Y2)	[N]
Fpx	Força atuante sobre o pulso na direção longitudinal (definida no eixo X3)	[N]
Fpy	Força atuante sobre o pulso na direção transversal (definida no eixo Y3)	[N]
ma	Massa do antebraço	[kg]
mb	Massa do braço	[kg]
mp	Massa do pulso	[kg]
Mb	Momento atuante sobre o cotovelo	[N.m]
Mo	Momento atuante sobre o ombro	[N.m]
Mp	Momento atuante sobre o pulso	[N.m]
${}_{b1}a_{b_{cg}}$	Aceleração do CG do braço na base móvel B1	[m/s ²]
${}_{b2}a_{b_{cg}}$	Aceleração do CG do antebraço na base móvel B2	[m/s ²]
${}_{b3}a_{p_{cg}}$	Aceleração do CG do pulso na base móvel B3	[m/s ²]

A figura a seguir, Figura A2.3, representa o diagrama de corpo livre do braço com suas forças internas nas articulações do ombro e do cotovelo representadas.

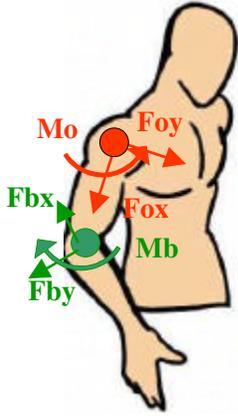


Figura A2.3 –
Diagrama de corpo
livre para o braço

$$\sum F = {}_{B1}Fo + T\alpha_2 \cdot {}_{B2}Fb + T\alpha_1^T \cdot {}_I Pa = mb \cdot {}_{B1}ab_{cg} \quad (\text{eq. A2.5})$$

$$\begin{cases} Fox - \cos(\alpha_2) \cdot Fbx + \sin(\alpha_2) \cdot Fby - \sin(\alpha_1) \cdot mb \cdot g \\ Foy - \sin(\alpha_2) \cdot Fbx - \cos(\alpha_2) \cdot Fby - \cos(\alpha_1) \cdot mb \cdot g \\ 0 \end{cases} = \begin{cases} -1/2 \cdot mb \cdot \dot{\alpha}_1^2 \cdot cb \\ 1/2 \cdot mb \cdot \ddot{\alpha}_1 \cdot cb \\ 0 \end{cases} \quad (\text{eq. A2.6})$$

$$\sum M = {}_{B1}Mo + {}_{B2}Mb - {}_{B1}rb_{cg} \times {}_{B1}Fo + {}_{B1}rb_{cg} \times T\alpha_2 \cdot {}_{B2}Fb = I_{B1} \dot{\omega}_1 \quad (\text{eq. A2.7})$$

$$\begin{cases} 0 \\ 0 \\ Mo - Mb - 1/2 \cdot cb \cdot Foy + 1/2 \cdot cb \cdot (-\sin(\alpha_2) \cdot Fbx - \cos(\alpha_2) \cdot Fby) \end{cases} = \begin{cases} 0 \\ 0 \\ I_{zz} \ddot{\alpha}_1 \end{cases} \quad (\text{eq. A2.8})$$

A figura a seguir, Figura A2.4, representa o diagrama de corpo livre do antebraço com suas forças internas nas articulações do cotovelo e do pulso representadas.

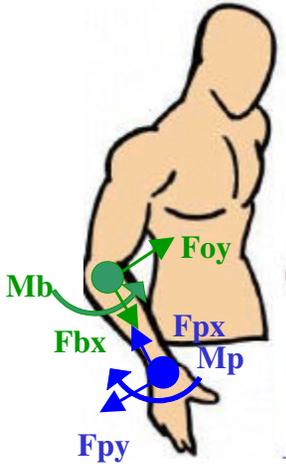


Figura A2.4 –
Diagrama de corpo
livre para o ante-braço

$$\sum F = {}_{B2}Fb + T\alpha_3 \cdot {}_{B3}Fp + T\alpha_2^T \cdot T\alpha_1^T \cdot {}_I Pa = ma \cdot {}_{B2}aa_{cg} \quad (\text{eq. A2.9})$$

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

$$\dots ma \cdot \begin{cases} -cb \cdot (\cos(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1^2 - \sin(\alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1) - 1/2 \cdot \alpha_2 \cdot \dot{ca} \\ cb \cdot (\sin(\alpha_2) \cdot \dot{\alpha}_1^2 + \cos(\alpha_2) \cdot \ddot{\alpha}_1) + 1/2 \cdot \alpha_2 \cdot \dot{ca} \\ 0 \end{cases} \quad (\text{eq. A2.10})$$

$$\sum M = {}_{B2}Mb + {}_{B3}Mp - {}_{B2}ra_{cg} \times {}_{B2}Fb + {}_{B2}ra_{cg} \times T\alpha_3 \cdot {}_{B3}Fp = I_{a_{B2}} \dot{\omega}_2 \quad (\text{eq. A2.11})$$

$$\begin{cases} 0 \\ 0 \\ Mb - Mp - 1/2 \cdot ca \cdot Fby - 1/2 \cdot ca \cdot (-\sin(\alpha_3) \cdot Fpx + \cos(\alpha_3) \cdot Fpy) \end{cases} = \begin{cases} 0 \\ 0 \\ I_{zz} \ddot{\alpha}_2 \end{cases} \quad (\text{eq. A2.12})$$

A figura a seguir, Figura A2.5, representa o diagrama de corpo livre da mão com suas forças internas nas articulações do cotovelo e do pulso representadas.

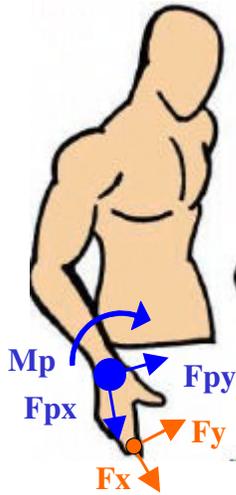


Figura A2.5 –
Diagrama de corpo
livre para o punho

$$\sum F = {}_{B2}Fp + {}_{B3}F + T\alpha_3^T \cdot I Pp = mp \cdot {}_{B3}ap_{cg} \quad (\text{eq. A2.13})$$

$$\begin{cases} Fpx - Fx - \sin(\alpha_3)mpg \\ Fpy - Fy - \cos(\alpha_3)mpg \\ 0 \end{cases} = \dots$$

$$\begin{cases} -c\dot{\alpha}_1 \cos(\alpha_2 + \alpha_3) + c\dot{\alpha}_1 \sin(\alpha_2 + \alpha_3) - c\alpha_2 \cos(\alpha_3) + c\alpha_2 \sin(\alpha_3) - 1/2c\dot{\alpha}_3^2 \\ \dots mp \left[c\dot{\alpha}_1 \sin(\alpha_2 + \alpha_3) + c\dot{\alpha}_1 \cos(\alpha_2 + \alpha_3) + c\alpha_2 \sin(\alpha_3) + c\alpha_2 \cos(\alpha_3) + 1/2c\dot{\alpha}_3^2 \right] \\ 0 \end{cases} \quad (\text{eq. A2.14})$$

$$\sum M = {}_{B3}Mp + {}_{B3}Mm - {}_{B3}ra_{cg} \times {}_{B3}Fp + {}_{B2}ra_{cg} \times {}_{B3}F = Ip \cdot {}_{B3}\dot{\omega}_3 \quad (\text{eq. A2.15})$$

$$\begin{cases} 0 \\ 0 \\ Mp - 1/2 \cdot cp \cdot Fpy - 1/2 \cdot cp \cdot Fy \end{cases} = \begin{cases} 0 \\ 0 \\ Izzp \cdot \dot{\alpha}_3 - Mm \end{cases} \quad (\text{eq. A2.16})$$

As equações definidas neste Anexo serão utilizadas nas análises dos esforços internos nas articulações dos membros superiores durante a propulsão de uma cadeira de rodas. O sistema resultante é composto pelas 9 equações: (eq. A2.5), (eq. A2.6), (eq. A2.7), (eq. A2.8), (eq. A2.9), (eq. A2.10), (eq. A2.11), (eq. A2.12), (eq. A2.13), (eq. A2.14), (eq. A2.15) e (eq. A2.16) e suas 9 incógnitas são: Fbx, Fby, Fox, Foy, Fpx, Fpy, Mb, Mo, Mp.

Deve-se lembrar que para determinar os momentos de inércia para cada membro do modelo foram utilizadas as equações (eq. 1.2), (eq. 1.3) e (eq. 1.4) que aproximam os membros superiores por cilindros conforme sugerido por Hall (2000).

Anexo 03

Modelagem Linear das Rodas

Inúmeros podem ser os modelos utilizados para determinar a interação entre os pneus de um veículo e o solo, dependendo da precisão desejada pode-se utilizar modelos não lineares que levarão em conta a deformação do ponto de contato entre o solo e o pneu. Estes modelos são extremamente não lineares e necessitam de um grande esforço computacional além de terem parâmetros baseados em medidas experimentais.

O modelo adotado neste trabalho será um modelo linear conforme o apresentado por Huston 1982, Chang e Lee 1990, Becker 1997, Lombardi Jr., 2002, Lombardi Jr. & Dedini, 2004 (a), 2004(b), 2004 (c) e 2005

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

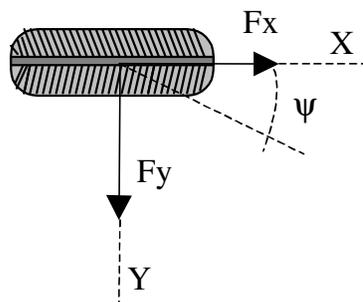


Figura A3.1– Esquemas de forças atuando sobre a roda

A Figura A3.1 representa o esquema de forças que atuam sobre a roda e a partir deste esquema as equações para a força longitudinal (F_x) e transversal (F_y) podem ser deduzidas. A força F_y , força transversal, pode ser representada pela equação (eq. A3.1), onde $C\psi$ é a rigidez ao escorregamento da roda.:

$$F_y = C \psi * \text{Tan} (\psi) \quad (\text{eq. A3.1})$$

Para modelagem da força longitudinal atuando sobre a roda, pelo sistema tratado ser uma cadeira de rodas, a propulsão se dá aplicando uma força longitudinal diretamente sobre o aro propulsor da cadeira que difere apenas por uma relação entre os raios do aro propulsor e da roda é decorrente do equilíbrio de momentos e resulta:

$$F_x = F_{\text{mão}} \cdot \frac{r_{\text{aro}}}{r_{\text{roda}}} \quad (\text{eq. A3.2})$$

Onde $\frac{r_{\text{aro}}}{r_{\text{roda}}}$ é a relação entre o raio da roda (r_{roda}) e o raio do aro de propulsão da mesma (r_{aro}), para este estudo será considerado a relação de 0,74 que é uma relação experimental baseada em cadeiras de rodas convencionais.

Outra informação importante é que a totalidade das forças de reação do movimento representadas nas equações (eq. A1.10), (eq. A1.11), (eq. A1.12) e (eq. A1.13) na direção longitudinal devem ser vencidas pela força de propulsão ($F_{\text{mão}}$) de preferência de modo que os valores sejam iguais para evitar que a cadeira de rodas mude de direção, ou seja, a força de propulsão para cada mão do usuário (lado esquerdo e lado direito) deve ser a soma das parcelas na direção X dos vetores de força de reação ao movimento correspondentes ao lado da cadeira de rodas.

Definição do modelo da bicicleta – modelagem elementar

A representação do modelo da bicicleta é definida como:

- Não existe projeção de carga lateral, isto é, o veículo é comprimido à largura uma linha simples; (por isso dá-se a este modelo o nome: modelo de bicicleta);
- Sem projeção de carga longitudinal, ou seja, sem acelerações ou desacelerações;
- Sem movimentos de rolling ou pitching;
- Os pneus são considerados lineares;
- Velocidade linear constante;
- Sem efeitos aerodinâmicos;
- Posição controlada;
- Sem efeitos complicadores de chassis ou suspensão.

Com o modelo simplificado mostrado na Figura A3.2, pode-se verificar os efeitos da rigidez lateral dos pneus dianteiros e traseiros, da localização do centro de gravidade (CG) em relação ao eixos dianteiro e traseiro do veículo, o ângulo de esterçamento geométrico, a rotação em relação ao eixo Z (yaw) e movimento escorregamento lateral (que determina o caminho e a atitude do veículo).

O modelo apresenta, portanto dois graus de liberdade que são respectivamente as velocidades na direção lateral (v) e na direção longitudinal (u , sentido do movimento). Com estas velocidades pode-se estabelecer um ângulo de escorregamento lateral do veículo (β) conforme mostrado na Figura A3.2. A variável de entrada do sistema é o ângulo de esterçamento, δ , que está sobre o controle do condutor.

Quando um automóvel realiza uma curva, pode-se dividir o movimento em três fases. A primeira é a mudança do ângulo de esterçamento δ . Nesta fase a velocidade longitudinal passa a não ser mais a única componente da velocidade total do veículo, de forma que a velocidade lateral cresce de um valor nulo a partir do momento em que o ângulo de esterçamento é aplicado. Esta fase é chamada de “entrada transiente da curva” (Gillespie 1992, Milliken e Milliken, 1995), que é onde o ângulo de rotação yaw do veículo e a velocidade lateral estão mudando com o passar do tempo.

A segunda fase é o “estado estacionário de curva” é aonde o ângulo de rotação yaw do veículo e a velocidade lateral permanecem constantes com o passar do tempo, ou até que haja uma nova mudança do ângulo de esterçamento, δ . No terceiro estágio o veículo move-se dentro de curva de raio constante R . Existe ainda a fase final da curva aonde a velocidade lateral tende a zero e a velocidade longitudinal torna-se novamente a única componente no movimento.

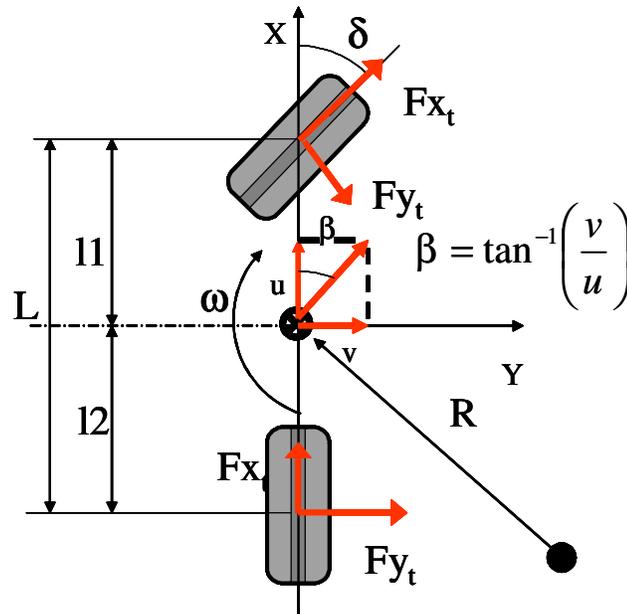


Figura A3.2– Representação do modelo simplificado da bicicleta

Geometria da curva para estado estacionário – baixa velocidade

Quando o veículo realiza uma curva em baixa velocidade as acelerações frontais e traseiras podem ser negligenciadas e o veículo comporta-se como o modelo da bicicleta havendo, portanto uma rotação, ω_z , do ângulo yaw (em torno do eixo Z) e cargas de transferência laterais e efeitos relacionados. Os ângulos de escorregamento ψ , tanto para as rodas dianteiras como para as rodas traseiras é zero, desta forma a realização da curva é puramente geométrica. As rodas dianteiras e traseiras movem-se em círculos concêntricos, sendo que nas rodas dianteiras o círculo é maior. (Gillespie 1992, Milliken e Milliken, 1995)

O raio de curvatura é tomado como a distância do centro da curva ao centro de gravidade (CG) do veículo conforme mostrado na Figura A3.3. Usualmente para pequenos ângulos é usada

a aproximação para o ângulo δ , como sendo L/R . Observando que quando a distância entre eixos, L , aumenta, o ângulo δ também aumenta em relação à uma curva de raio constante, por isso o comprimento entre eixos de uma cadeira de rodas é importante pois, influencia na capacidade de manobra da mesma.

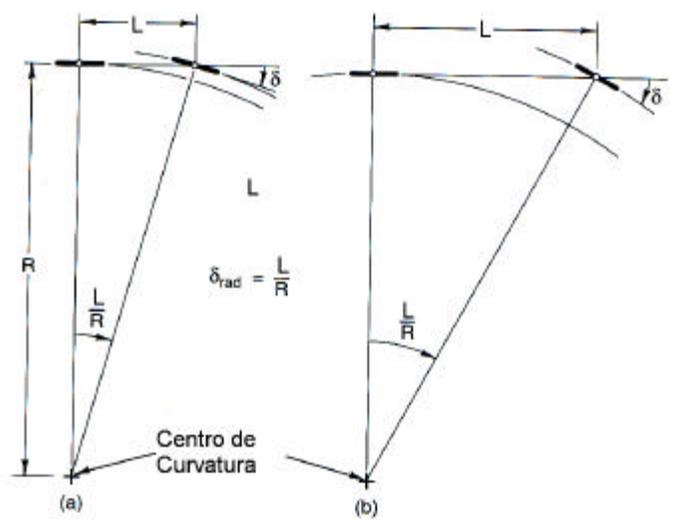


Figura A3.3– Representação do raio de curvatura da trajetória (adaptada de Milliken e Milliken, 1995)

Cálculo dos ângulos de escorregamento lateral das rodas ψ_i

O objetivo desta seção é calcular os ângulos de escorregamento lateral das rodas ψ_i os quais serão utilizados na modelagem do sistema utilizando o modelo da bicicleta (Huston, 1982, Chang e Lee 1990, Becker, 1997, Lombardi Jr., 2002), modelo que foi selecionado devido a sua simplicidade.

Para modelagem de um veículo utilizando o modelo da bicicleta os ângulos de rodas traseiras (t) podem ser expressos como $\psi_2 = \psi t$ e os ângulos das rodas frontais (f) podem ser escritos: $\psi_1 = \psi f$. Na Figura A3.4, são demonstradas as definições dos ângulos ψ e δ . Calculando o ângulo β , ângulo de escorregamento lateral do veículo e conhecendo-se δ , definido com ângulo de esterçamento, e então o ângulo ψ como sendo o ângulo do escorregamento lateral da roda.

Outras importantes variáveis a serem definidas são: $l1$, distância entre o centro de gravidade e o eixo dianteiro do veículo e $l2$, distância entre o centro de gravidade e o eixo traseiro.

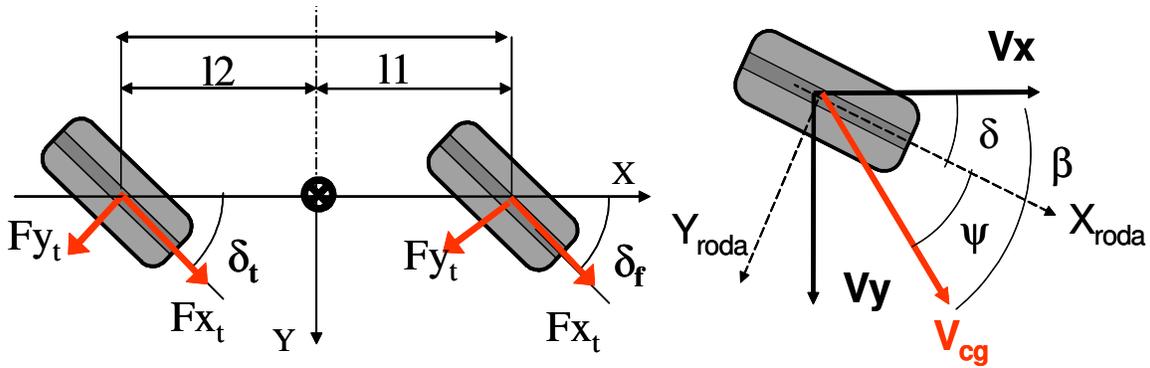


Figura A3.4 – Decomposição vetorial das velocidades nas rodas e definição dos ângulos envolvidos.

Considerando um veículo em uma situação genérica possuindo velocidades V_x e V_y definidas no CG e uma rotação (ω). Pode-se fazer a decomposição vetorial baseada no sistema Cartesiano no centro da roda e considerando os ângulo ψ e δ e tem-se como resultado:

$$V_f = V_x \cdot i + (V_y + l1 \cdot \omega_z) \cdot j \quad (\text{eq. A3.3})$$

$$V_t = V_x \cdot i + (V_y - l2 \cdot \omega_z) \cdot j \quad (\text{eq. A3.4})$$

Considerando a Figura A3.4 pode ser deduzida a seguinte equação para o ângulo ψ :

$$\psi_f = \arctan\left(\frac{V_y}{V_x}\right) - \delta_f \text{ e } \psi_t = \arctan\left(\frac{V_y}{V_x}\right) - \delta_t \quad (\text{eq. A3.5})$$

Onde o sub-índice para indicar o ângulo de escorregamento lateral e o ângulo de esterçamento para as rodas frontais é (f) e para as rodas traseiras é (t). Combinando as equações (eq. A3.5) e simplificando o resultado para $V_x \gg V_y$ resulta em:

$$\psi_f = \left(\frac{V_y + l_1 \cdot \omega_z}{V_x} \right) - \delta_f \quad (\text{eq. A3.6})$$

$$\psi_t = \left(\frac{V_y - l_2 \cdot \omega_z}{V_x} \right) - \delta_t \quad (\text{eq. A3.7})$$

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

$$F_{y_f} = C \psi_f \cdot \left[\left(\frac{V_y + l_1 \cdot \omega_z}{V_x} \right) - \delta_f \right] \quad (\text{eq. A3.8})$$

$$F_{y_t} = C \psi_t \cdot \left[\left(\frac{V_y - l_2 \cdot \omega_z}{V_x} \right) - \delta_t \right] \quad (\text{eq. A3.9})$$

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

$$C \psi_f = (A - B \cdot C_n) \cdot C_n \quad (\text{eq. A3.10})$$

Onde C_n – Carga normal à roda, A e B – como constantes positivas dependentes das propriedades da roda escolhida. Para as simulações apresentadas neste trabalho foram adotados os valores A igual a 16.3 e B igual a $1.6 \cdot 10^{-4}$.

As equações (eq. A3.6) e (eq. A3.7) definidas nesta seção valem para a determinação dos ângulos de escorregamento lateral das rodas para um modelo de bicicleta simples, porém o modelo utilizado neste trabalho para a modelagem do veículo é um modelo de bicicleta dupla, ou seja dois modelos simples lado a lado. No modelo duplo devido à decomposição das velocidades no CG em componentes sobre as rodas existe a influência da velocidade de rotação do veículo ω sobre a componente da velocidade na direção longitudinal. Estas mudanças serão consideradas na modelagem dinâmica do sistema, seção 3.4.

Anexo 04

Estratégias de Controle para Simulação de Inércia

O objetivo desta seção é apresentar todas as estratégias desenvolvidas e testadas durante a procura por um sistema de controle que aumente a capacidade de locomoção independente do usuário de cadeira de rodas servo-assistida. Visando a simulação da inércia do sistema foram desenvolvidas três estratégias de controle que serão apresentadas a seguir.

Primeira lógica de controle

A primeira lógica de controle proposta é o fornecimento da força auxiliar ao sistema, toda vez que a força de propulsão sobre o aro de propulsão for nula e a velocidade do sistema for diferente de zero. A força auxiliar respeitará a desaceleração observada para o sistema sem motorização e mostrado na Figura 5.2, ou seja, a força auxiliar (eq. A4.1) será igual à :

$$Fm3 = Fm4 = 0.15 * m \quad (\text{eq. A4.1})$$

Onde $Fm3$ e $Fm4$ são respectivamente as forças fornecidas aos motores sobre os lados esquerdo e direito da cadeira de rodas e m é a massa do sistema. Observe que o fator 0.15 é igual a desaceleração que fora observada no sistema sem motorização auto-travante, ou seja, sem qualquer tipo de alteração em seu comportamento, o que representaria uma cadeira de rodas manual comercial.

O está sendo proposto nesta estratégia é que os motores atuem com uma força de mesma intensidade que a força de resistência ao rolamento do sistema. Esta lógica além de evitar o

autotravamento do sistema evita também a queda da velocidade quando o usuário libera o aro de propulsão para repetir o ciclo de acionamento. A seguir, Figura A4.1, é apresentado o diagrama de blocos que contém a estratégia de controle proposta para a simulação da inércia do sistema.

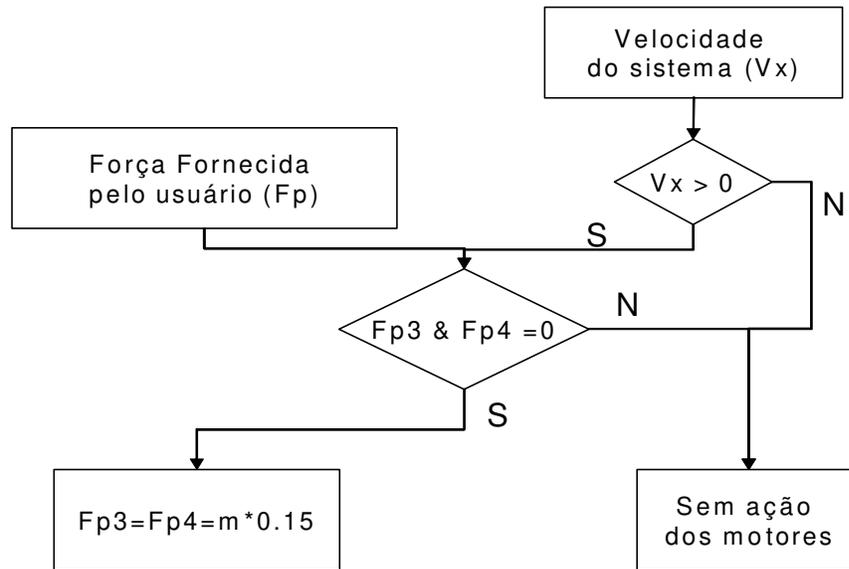


Figura A4.1 – Diagrama de blocos da sub-rotina de controle para simulação da inércia do sistema.

O resultado da simulação do sistema com esta sub-rotina de controle é apresentado na figura a seguir, Figura A4.2, novamente para esta simulação foi assumido que o usuário é capaz de propulsionar por seus próprios esforços a cadeira de rodas

Pode-se observar na Figura A4.2(A) que os motores só estão atuando no sistema durante o intervalo de tempo onde a força do usuário é nula, o que corresponderia ao instante onde a cadeira de rodas teria seu movimento interrompido.

Além disso na Figura A4.2(B), observa-se o comportamento força de propulsão total aplicada ao sistema de modo que o fornecimento de força assume um valor quase constante durante a simulação. Outra importante observação é que o deslocamento atingido foi de 5,3 m, ou seja, um deslocamento 74% aproximadamente maior que a condição original do sistema, mostrando a eficiência da sub-rotina.

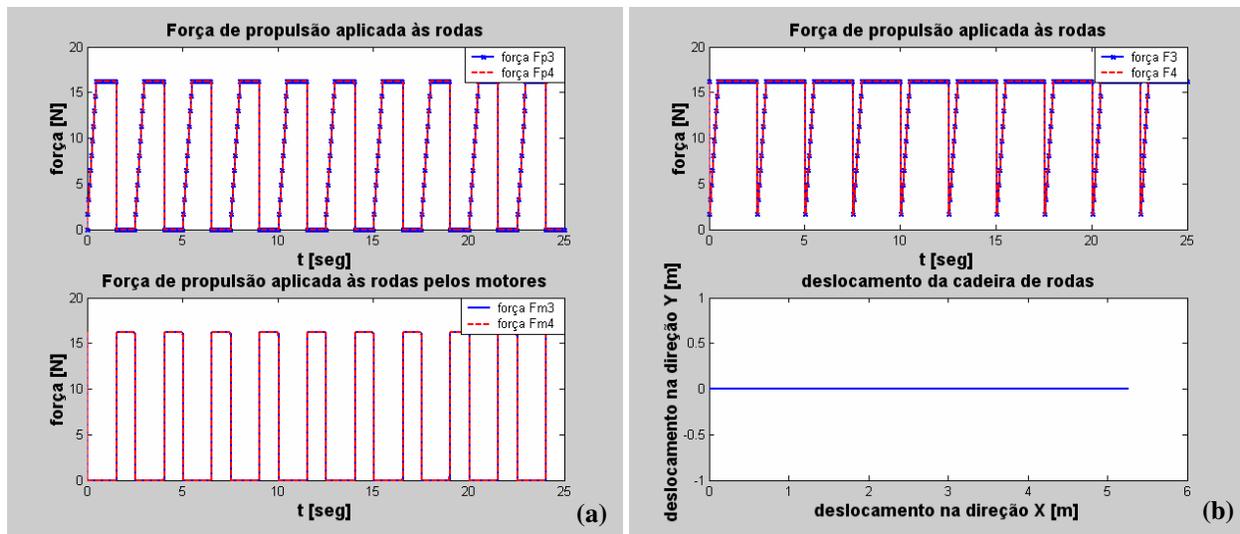


Figura A4.2 – Representação das forças fornecida pelo usuário e pelo sistema de motorização (A) e da força de propulsão total e o deslocamento do sistema (B)

A maior vantagem deste tipo de sub-rotina encontra-se não no plano, onde por várias vezes já fora mencionado sua importância, mas sim em aclives onde se sabe que o esforço despendido pelo usuário é extremo e o número de repetições também deve ser elevado devido à uma força de reação ao movimento também maior.

Esta sub-rotina aplicada em um aclive permite que usuário percorra uma distância maior, pois a inércia será simulada como se a cadeira de rodas se movimentasse no plano de modo que o número de repetições poderá ser menor.

Para demonstrar esta característica será comparado um deslocamento do sistema sem motorização e o sistema com motorização apenas para simular a inércia do sistema, e o parâmetro de controle será o deslocamento máximo atingido por este. Para esta simulação foi assumida um rampa de 5° de inclinação (no modelo inclinação representada pelo ângulo ϕ), que está dentro dos limites da norma NBR 9050, o usuário não possui sistema de motorização auxiliar além da simulação de inércia e deverá exercer uma força de 275.5 N para executar o movimento, além disso será mantido o ciclo padrão de propulsão como descrito na seção 1.5.

Pode ser observado pela Figura A4.3(A) que representa o deslocamento do sistema sem sistema de simulação de inércia e o sistema com a primeira lógica de simulação de inércia Figura A4.3(B), obtiveram deslocamentos muito diferentes. A diferença está na força de propulsão total do sistema que no caso da simulação de inércia não apresenta valor nulo mas sim igual à 16,19N que é o valor correspondente ao encontrado na equação (eq. A4.1), para o sistema simulado, porém como as forças contrárias ao movimento são muito superiores à este valor, o sistema teve um deslocamento negativo quando esta força estava atuando, diferentemente do que o corre no sistema auto-travante que por definição não permite o movimento do sistema.

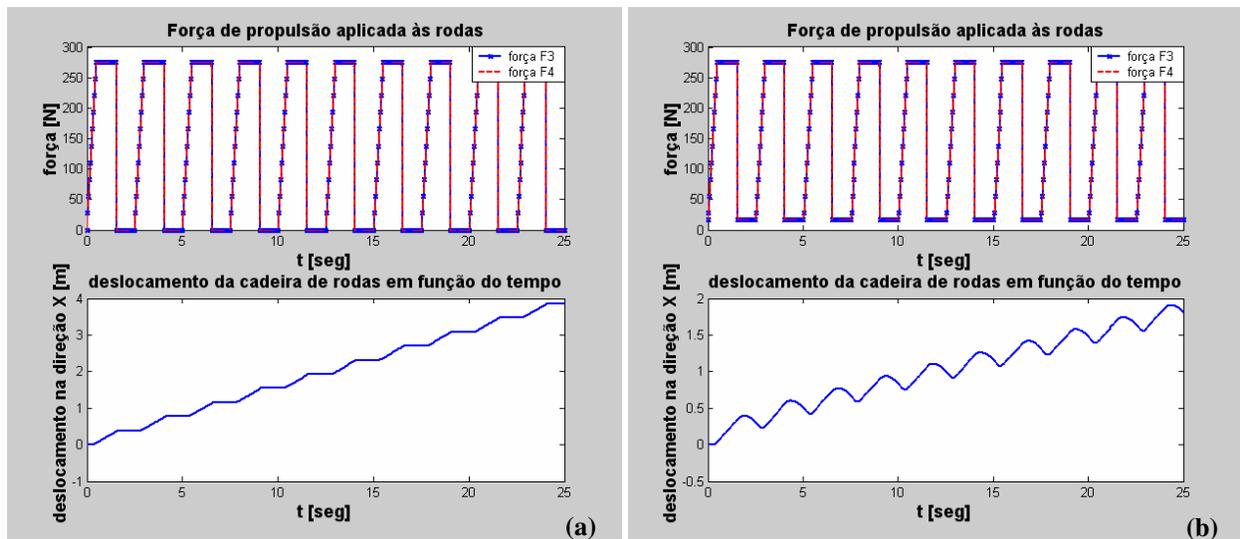


Figura A4.3 – Representação do deslocamento do sistema sem motorização auxiliar para inércia (A) e com motorização auxiliar e primeira lógica de controle (B), ambos em aclive de 5°.

Esta lógica não apresentou um comportamento que fosse satisfatório para o caso do sistema em aclives, onde se deseja que a inércia seja mantida com o mesmo decaimento do caso plano e com isso aumente a performance da propulsão, porém a lógica não foi eficiente no desempenho desta função.

Além disso, permitiu o retrocesso do sistema, deslocamento negativo, o que não é seguro para um usuário de cadeira de rodas quando este tenta vencer uma rampa, este retrocesso pode causar acidentes, tanto para o usuário como para aqueles que o estão seguindo.

O deslocamento do sistema sem simulação de inércia foi superior atingindo o valor de 3,9 m, já sistema com simulação de inércia apresentou um deslocamento igual a 1,8 m. O problema também é de ordem técnica uma vez que os motores estão atuando e são forçados a girar em sentido contrário o risco de queima e sobrecarga do sistema é elevado gerando até mesmo risco de incêndio.

Segunda lógica de controle

A rotina de simulação de inércia proposta na seção anterior possui como premissa básica que a aceleração do sistema é proporcional à massa do mesmo, isto pode ser bastante viável no caso do sistema movimentar-se no plano, porém como pode ser observado pela equação (eq. A4.2), não só a massa, mas também forças de reação ao movimento estão presentes na equação para determinar a aceleração do sistema.

A determinação destas forças em uma ambiente real torna-se muito difícil, e necessitaria de vários sensores para a determinação de cada uma das forças de reação o que tornaria o custo do conjunto muito elevado, porém o valor destas forças pode ser aferido, ou seja, determinado de forma indireta pela utilização de um sensor de velocidade.

Conhecendo-se a velocidade do sistema pode-se aferir a sua aceleração durante a propulsão do mesmo e com isso determinar o somatório de força de reação ao movimento para uma determinada condição de pista, utilizando-se para isso a primeira lei de Newton, (eq. A4.2).

$$\sum F_{reação} + \sum F_{propulsão} = m * ax \quad (\text{eq. A4.2})$$

Onde o termo $\sum F_{reação}$ corresponde ao somatório das forças de reação ao movimento que é dependente das condições de pista e características da cadeira de rodas e o termo $\sum F_{propulsão}$, corresponde ao somatório das forças de propulsão, seja fornecida pelo usuário ou pelo sistema de motorização auxiliar.

Conhecendo-se desta forma as forças de reação ao movimento durante a propulsão do sistema, ou seja, durante o fornecimento de força pelo usuário, pode-se então uma vez determinada desaceleração desejada para o sistema, ou mesmo sua função, determinar a força de atuação dos motores para simular a inércia da cadeira de rodas mesmo em aclives. Conforme mostrado no diagrama de blocos da Figura A4.4.

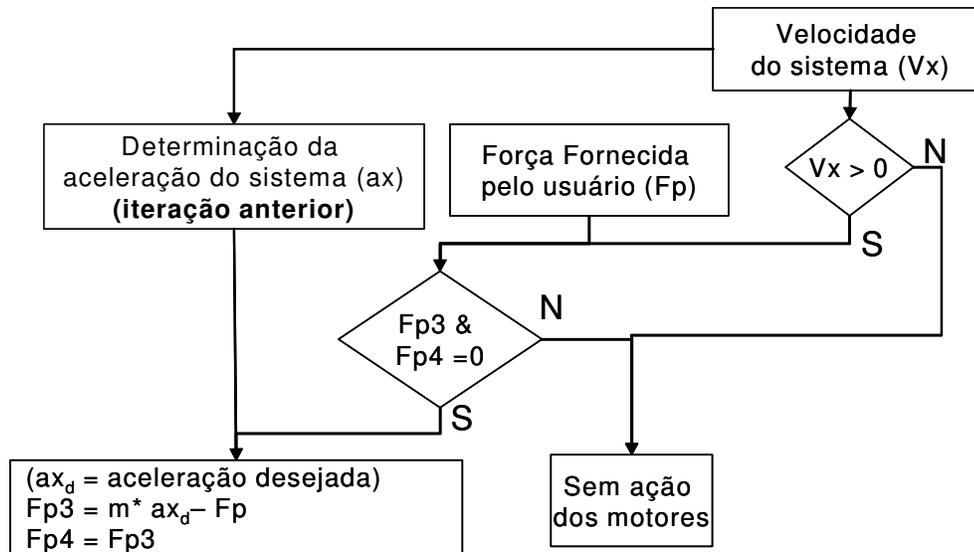


Figura A4.4 – Diagrama de Blocos da Segunda estratégia de controle para simulação de inércia

O diagrama mostrado na Figura A4.4, apresenta um cálculo da aceleração do sistema (\mathbf{ax}) que é importante para que seja calculado em uma iteração anterior da rotina de controle para que seja possível determinar a força de propulsão para simulação da inércia

Na Figura A4.5 é apresentado o comportamento do deslocamento total do sistema com controle de inércia baseado na segunda lógica de controle, onde a força dos motores é igualada às forças de reação ao movimento, determinadas como descrito anteriormente. Novamente o resultado foi bastante superior ao encontrado para a simulação do sistema auto-travante, sem inércia, atingindo um valor do deslocamento de 6,4 m.

Na simulação não foi observado o retrocesso do sistema, deslocamento negativo, portanto o problema de sobrecarga dos motores e o risco de acidentes fora sanado com a aplicação desta estratégia de controle.

Pôde-se concluir pela observação dos resultados apresentados que para haver um aumento do deslocamento do sistema é necessário que ocorra um aumento na força de propulsão, em outras palavras, o sistema de motorização deve aumentar consideravelmente a força auxiliar ao movimento o que geraria uma aceleração que faria com que o sistema se movimentasse por uma distância maior, mas isso implicaria em uma sensação de aceleração do sistema quando o usuário liberasse as mãos do aro propulsor.

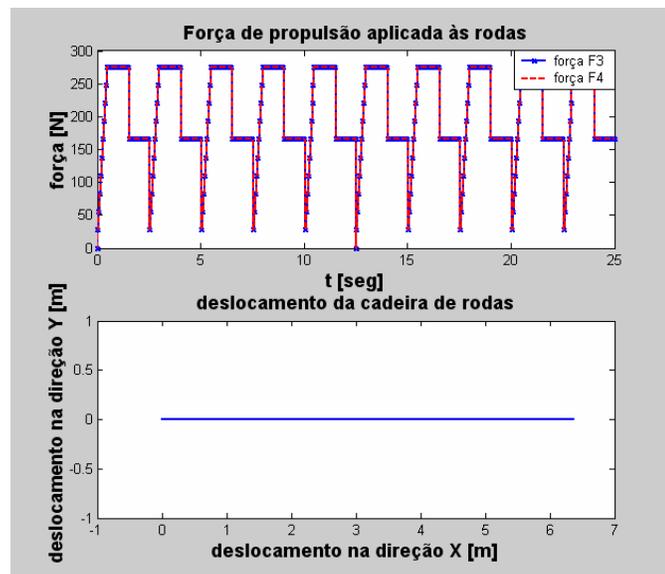


Figura A4.5 – Representação do deslocamento do sistema com simulação de inércia para segunda lógica de controle

Terceira lógica de controle

Como já observado nas lógicas propostas anteriormente as sub-rotinas que controlam a inércia do sistema através somente da força de propulsão não são suficientemente eficazes no aumento da eficiência do ciclo de propulsão, apenas obtiveram o mesmo comportamento encontrado em uma cadeira de rodas manual, ou seja, um sistema sem motorização auxiliar.

Estes resultados podem ser interessantes quando o objetivo do sistema é apenas o desenvolvimento físico do usuário, mas quando o objetivo é o aumento de sua mobilidade o controle não atende às necessidades do mesmo. Por isso propôs-se uma sub-rotina de controle

que esteja vinculada não mais à força de propulsão, mas sim à velocidade do sistema, ou seja, passa-se a controlar diretamente a aceleração do sistema e não mais a força de propulsão.

Esta solução traz como desvantagem principal a necessidade de sensores de velocidade do sistema, sejam eles do tipo “encoders” ou mesmo um amperímetro, que no caso de motores elétricos de comportamento linear, tanto a velocidade quando o torque são diretamente proporcionais à corrente do circuito. Esta desvantagem está associada a dois critérios de projeto, primeiramente o custo e complexidade que aumentam e a necessidade de sensoriamento de mais uma informação, segundo a metodologia de projeto axiomático, prejudica o segundo axioma (axioma da informação).

Uma vez que o sistema possui um sensor de velocidade pode-se aferir a aceleração do sistema via manipulação de sinal, derivação numérica, e o controle aplicará força através dos motores ao ciclo de propulsão de forma à desaceleração igualar-se à desaceleração padrão de 0.15 m/s^2 , que é o valor padrão encontrado para o sistema simulado no plano.

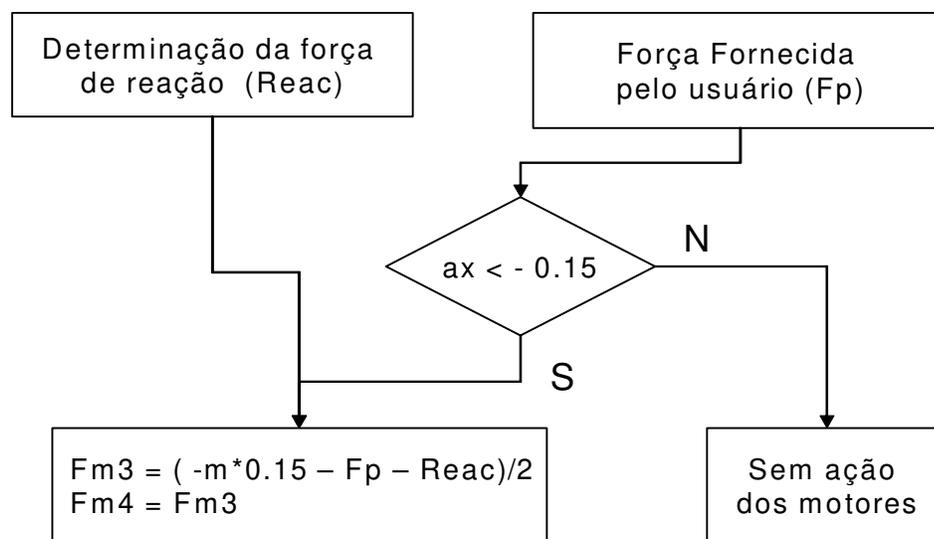


Figura A4.6 – Diagrama de Blocos da terceira lógica de simulação de inércia

A Figura A4.6 apresenta o diagrama de blocos da sub-rotina de controle da inércia da cadeira de rodas. Pode-se observar, como já mencionado, que o sistema não se utiliza a força de propulsão como variável de decisão, mas sim da desaceleração do sistema. O sistema ainda

calcula a somatória das forças de reação ao movimento (*Reac*) em uma iteração anterior através da equação (eq. A4.2), para a determinação da força auxiliar ao ciclo de propulsão.

Novamente o sistema foi simulado para um usuário capaz de fornecer 275.5 N de força de propulsão em um ciclo padrão de acordo com a seção 1.5 em um aclave de 5° de inclinação. Os resultados foram bastante satisfatórios em relação ao deslocamento total do sistema como é mostrado na figura seguinte, Figura A4.7.

Pode-se observar, Figura A4.7, que o sistema apresentou um deslocamento bastante superior ao encontrado nas simulações anteriores, 7.0m, o que representa um ganho de aproximadamente 1159% o que é muito útil no aumento da mobilidade de um usuário dependente de cadeira de rodas, permitindo que este percorra maiores distância com o mesmo esforço, reduzindo a fadiga muscular e o risco de desenvolver LER.

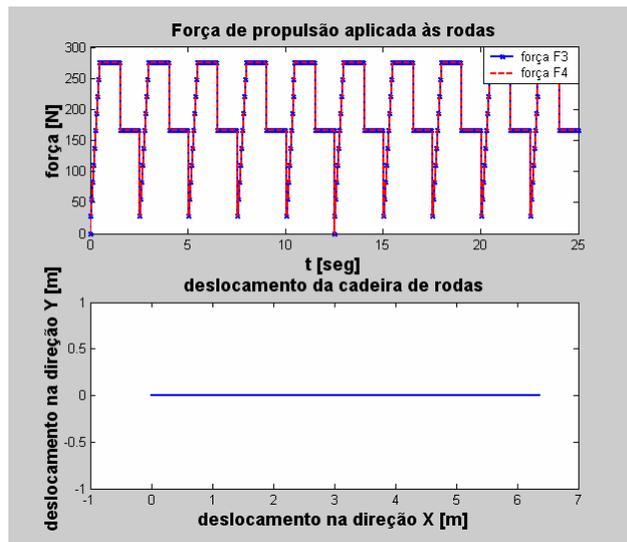


Figura A4.7 – Deslocamento do sistema com simulação de inércia para terceira lógica de controle

Pode-se observar também que a força total aplicada ao sistema, Figura A4.7, não mais assume valor nulo em nenhum momento da simulação, e como será mostrado a seguir, Figura A4.8 (B), isto se deve ao constante acionamento dos motores.

Este ganho no deslocamento é dependente principalmente do fato do controle estar baseado na aceleração do sistema, porém o sistema de motorização é mais solicitado, pois necessita atuar por mais tempo e também existe uma frequência de acionamento maior, como pode ser observado na Figura A4.8(B), onde pode-se observar que existem intervalos muito curtos onde os motores são desligados e no restante do tempo permanecem fornecendo uma força de aproximadamente 47N.

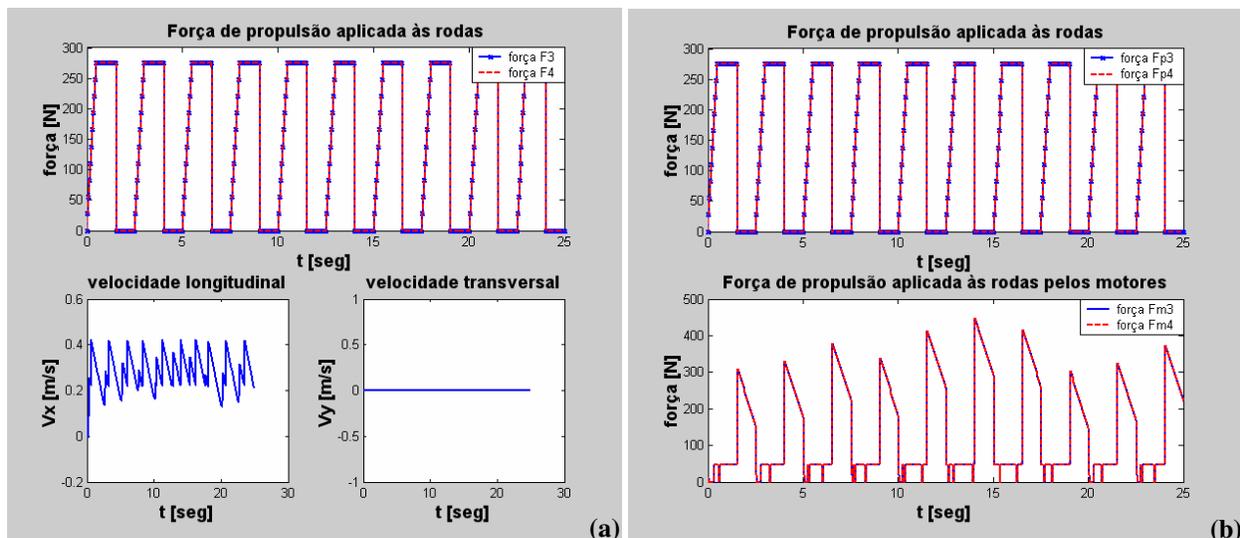


Figura A4.8 – Representação da velocidade longitudinal e transversal do sistema em função da força de propulsão (A) e comparação entre a força de propulsão fornecida pelo usuário pelo e sistema de motorização

Outra variável que também tem seu comportamento alterado é a velocidade longitudinal do sistema (V_x), representada na Figura A4.8(A), seu comportamento varia mais do que nas seções anteriores, e também esta variação possui uma velocidade média superior as anteriores, devido é claro a uma maior aceleração do sistema.

Este sistema de controle mostrou-se mais indicado, pois permite ao sistema que tenha um desempenho superior mesmo em rampas com elevadas inclinações, como em todas as demais lógicas esta necessita de um refinamento que deve ser feito juntamente com um médico especialista em reabilitação motora para atender às necessidades do usuário e também as expectativas do programa de treinamento físico desenvolvido para este.

Anexo 05

Estratégias de Controle para Acionamento dos Motores

O objetivo desta seção é apresentar todas as estratégias desenvolvidas e testadas durante a procura por um sistema de controle que aumente a capacidade de locomoção independente do usuário de cadeira de rodas servo-assistida. Visando o acionamento dos motores do sistema foram desenvolvidas quatro estratégias de controle que serão apresentadas a seguir. Todas as estratégias serão comentadas e simuladas e o resultado servirá parâmetros para construção das tabelas de conclusões na seção 5.6

Primeira estratégia - Sistema de controle “liga-desliga”

A primeira função do sistema é muito parecida com um sistema de controle do tipo “on-off”, ou seja, “liga-desliga”, que é a forma mais básica de sistema de controle e por muitas vezes a forma que apresenta melhores resultados em termos da relação custo benefício.

O primeiro algoritmo aplicado ao acionamento dos motores parte de uma regra bastante simples: se a força sobre o aro de propulsão (F_p) exceder um valor, que no caso é definido como sendo 80% do valor da máxima força que pode ser exercida pelo usuário (F_{max}), os motores são acionados em potência máxima resultando em uma parcela de força acrescentada à força de propulsão e definida como (F_{maxm}), conforme é esquematizado na Figura A5.1.

Como pode ser observado na figura a seguir o sistema de controle não possuiu nenhuma compensação da disparidade sagital, ou mesmo controle da velocidade da cadeira de rodas, o único item tratado é a força fornecida pelo usuário.

Para efeitos de simulação as características referentes ao sistema dinâmico (cadeira de rodas + usuário) são as mesmas encontradas na Tabela 3.3, como mencionado anteriormente a força máxima determinada para o usuário (F_{max}) deve ser definida por um terapeuta tendo em vista tanto o desenvolvimento muscular quanto o risco de desenvolver LER, porém para simulações foi assumido seu valor como sendo igual à 8,09 N, o que corresponde a exatamente a 50% da força necessária para que ocorra movimento da cadeira de rodas, e a força acrescida pelos motores corresponderia a outra metade, ou seja, 8,09N, totalizando portanto a força de 16,18N necessária para que o movimento ocorra.

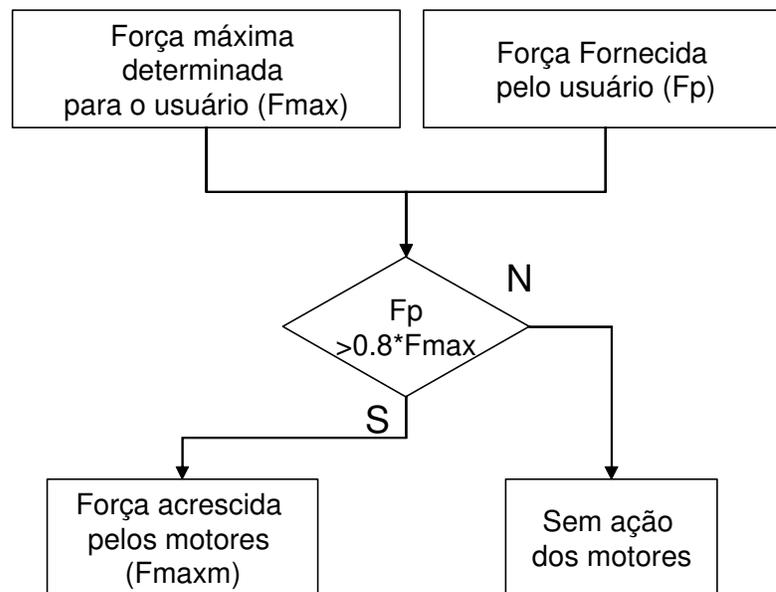


Figura A5.1 - Diagrama de Blocos do sistema de controle “on-off” para os motores

A Figura A5.2, representa o acionamento dos motores em função da força imposta pelo usuário sobre o aro de propulsão. Como nesta simulação não existe diferença entre a força aplicada pelo usuário no plano sagital, as curvas tanto para o lado esquerdo como lado direito (representadas respectivamente pelas variáveis F_{p3} e F_{p4}), conseqüentemente o mesmo ocorre com a força fornecida pelos motores (F_{m3} e F_{m4})

Outra importante observação é que devido à condição para acionamento dos motores, ou seja, 80% da força máxima definida para o usuário, existe uma defasagem entre o instante em que

o usuário inicia a aplicação da força de propulsão e o instante em que os motores são efetivamente acionados, tendo um comportamento mais abrupto que a força do usuário.

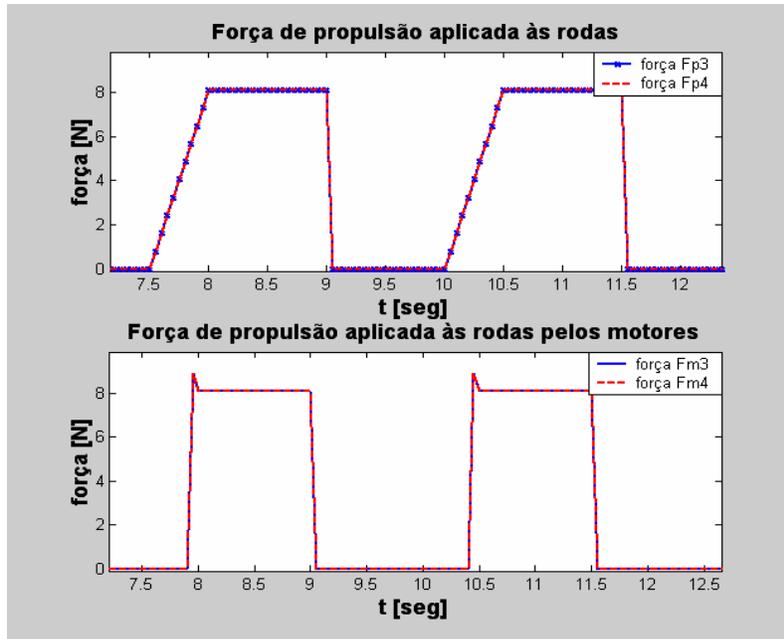


Figura A5.2 – Comparação entre a força fornecida pelo usuário e a força fornecida pelos motores

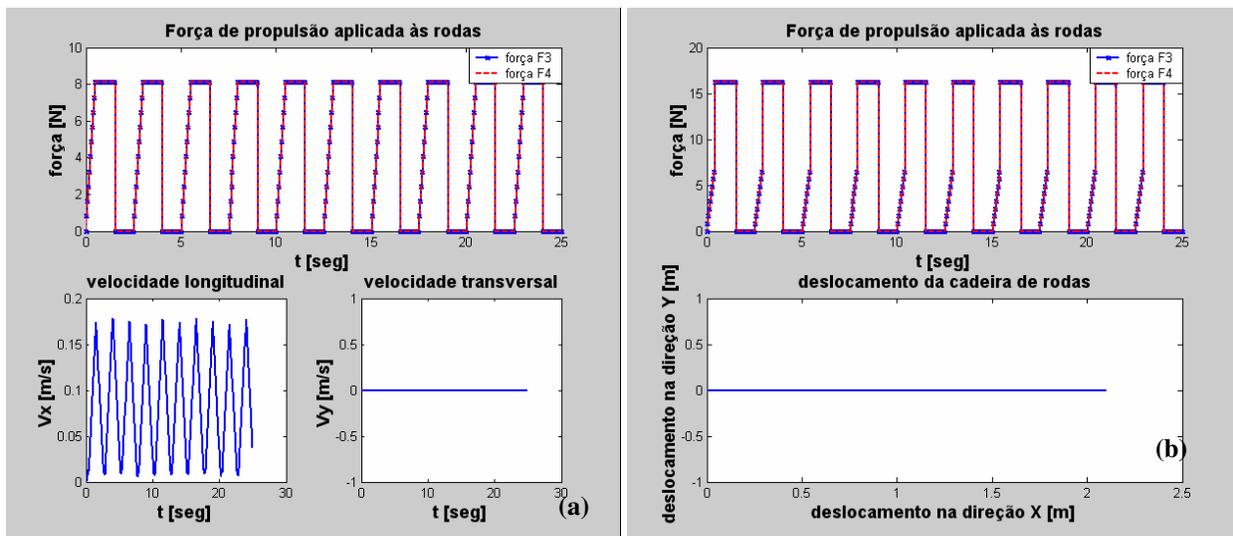


Figura A5.3 – Representação do comportamento da Velocidade (a) e deslocamento (b) do sistema sobre influência do controle “on-off”

Pode ser observado na Figura A5.3(a), que representa o comportamento da velocidade do sistema sob a influência do sistema de controle “on-off” dos motores que os limites para a

velocidade do mesmo são menores do que os encontrados na seção 3.5, que trata do comportamento de uma cadeira cujo usuário é capaz de fornecer força suficiente para sua propulsão. Outro importante fato apresentado na Figura A5.3(a), é que a velocidade do sistema passa a oscilar em torno de um valor médio, quando na seção supra citada havia apresentado uma tendência ao crescimento. Também é apresentada somente a força de propulsão fornecida pelo usuário já na Figura A5.3(b) é apresentada a força de propulsão do usuário acrescida da força de propulsão fornecida pelos motores

É interessante observar também, Figura A5.3(b), que o deslocamento do sistema também foi alterado, tendo seu valor diminuído para 2,10 m o que expressa uma redução de aproximadamente 0,9 m, ou 31 %, do valor encontrado para condição, onde o usuário é capaz de sozinho fornecer a totalidade da força necessária para que a propulsão ocorra. Porém neste ponto mais uma comparação se faz necessária, referente ao deslocamento produzido por este usuário se o sistema não existisse, conforme mostrado na Figura A5.4.

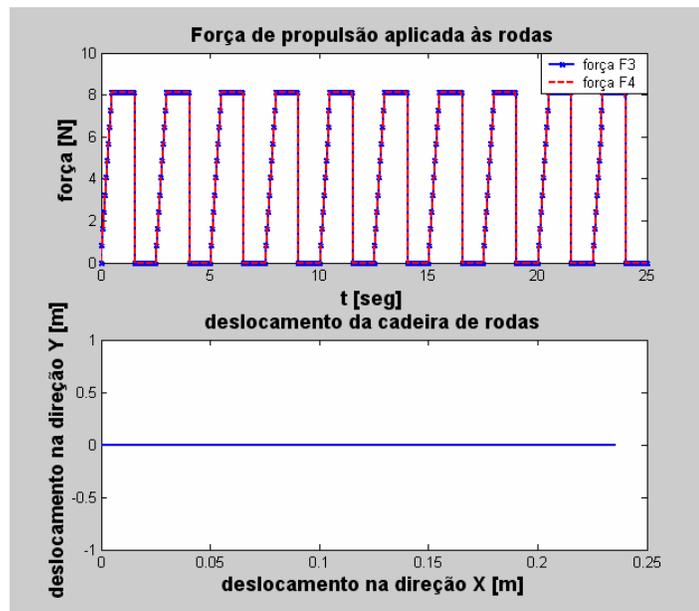


Figura A5.4 – Comportamento do sistema sem motorização

Comparando os resultados apresentados nas figuras Figura A5.4 e Figura A5.3(b), pode-se perceber que sem um sistema de motorização auxiliar o usuário haveria percorrido uma distância de 0,21m, o que indica que o sistema de motorização auxiliar, mesmo com um sistema de

controle bastante simples, permitiria um aumento em aproximadamente 790% em termos de deslocamento, para a mesma condição de fornecimento de força, e portanto, mesma potência gasta pelo usuário

É importante, embora esta não seja a função principal do sistema de controle, observar o comportamento do sistema quando o usuário possuir algum tipo de disparidade no plano sagital, o sistema possuindo somente um controle do tipo “liga desliga” será simulado de forma a força de propulsão corresponder a um usuário que possua uma diferença de 10% na força de propulsão imposta ao aro entre os lados esquerdo e direito, ou seja, 8,90 N do lado esquerdo e 8,09 N do lado direito.

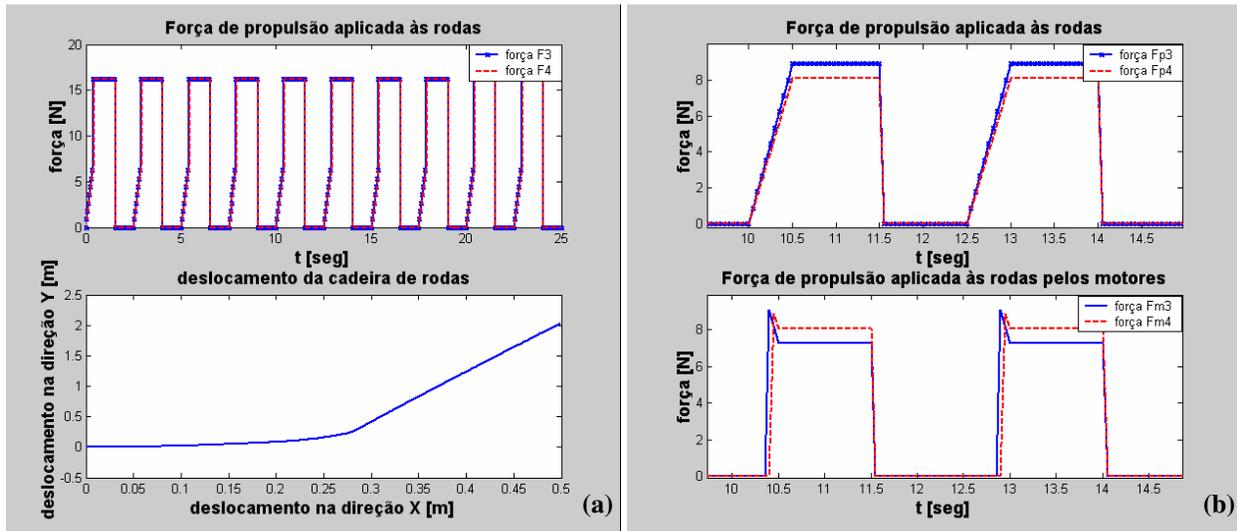


Figura A5.5 – Simulação do sistema com disparidade sagital (a) deslocamento (b) força de propulsão do usuário e dos motores

Pode ser observado na Figura A5.5(a), que o desviou na trajetória em relação a uma linha reta decorrente da diferença, não proposital, entre as forças de propulsão de ambos os lados do sistema, é de aproximadamente 2,0m, ou seja, um desvio de 2,0m para a esquerda da cadeira de rodas, se comparado este resultado com o obtido na seção 3.5, para as mesmas condições, porém sem um sistema de controle e mecanismo servo-assistido, era de -0,62m. Obteve-se com este sistema de controle um aumento de aproximadamente 422% no desvio trajetória do sistema

global. Existe ainda uma redução no deslocamento na direção X, com sistema servo-assistido obteve-se 0,5 m, ou seja, uma redução de 85 % no deslocamento total do sistema.

Na Figura A5.5(a), pode ser observado que o valor máximo das forças para ambos os lados da cadeira de rodas é o mesmo, porém existe uma pequena defasagem entre as forças que pode ser melhor observado na figura ao lado, Figura A5.5(b). Esta defasagem é causada pela estratégia de controle adotada e é a responsável pelo aumento do desvio de trajetória encontrado nesta simulação.

O desvio do deslocamento se deve principalmente ao fato dos motores atuarem indistintamente toda vez que a força de propulsão ultrapassa o valor limite, sendo que quando o usuário possui disparidade sagital os motores de lados opostos passam a atuar defasados um em relação aos outros, no caso da simulação 0,05 segundos, Figura A5.5(b), que como apresentado a força Fm3, força dos motores atuando sobre a roda do lado esquerdo da cadeira de rodas, atua instantes antes dos motores do lado oposto.

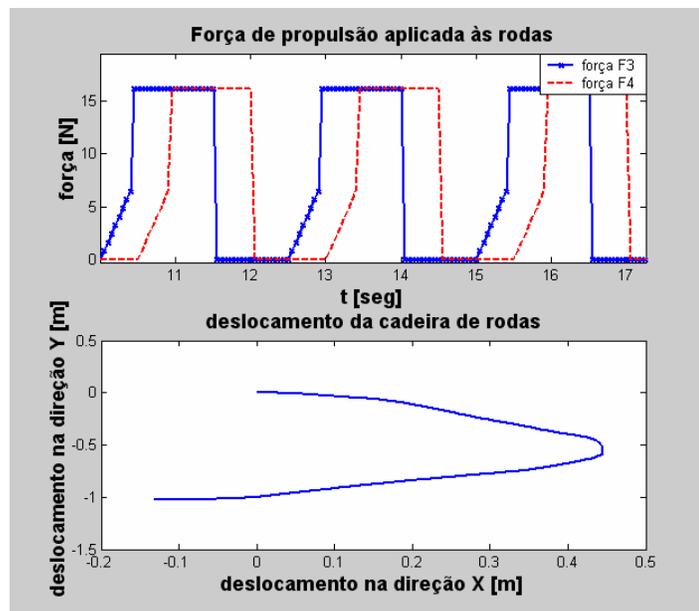


Figura A5.6 – Deslocamento do sistema com defasagem na força de propulsão

Na Figura A5.6 pode ser observado também um aumento no desvio de trajetória quando da aplicação do sistema servo assistido com controle do tipo “liga-desliga”, o valor máximo do

desvio foi de -1,0m obtendo-se um agravamento da situação, não pelo aumento do desvio, mas sim pela total rotação do sistema, realizando uma rotação completa.

Cabe ainda ressaltar que o usuário pode querer movimenta-se para trás com sua cadeira de rodas, como este sistema atua somente como um amplificador da força do usuário a partir de um valor previamente definido ($0.8 \cdot F_{max}$) não haverá problema se no algoritmo a amplificação seja tratada em termos de valores absolutos, ou seja, a força do usuário será tratada em módulo e o valor da amplificação também e quando do controle dos motores a correção para a direção adequada.

Segunda Estratégia - Sistema de controle com estágios

Uma forma um pouco mais elaborada de controle e derivado do sistema “on-off” é o sistema de estágios, onde a variável que antes era simplesmente ligada ou desligada em seu estágio máximo, agora passa a ter faixas que implicarão em um determinado nível de atuação. Em se tratando de motores, por exemplo, no sistema “liga-desliga” quando uma determinada condição é atingida os mesmos são acionados na sua potência máxima, já no sistema de estágio as condições para que os motores sejam ligados são divididas em várias e também a potência com que são acionados é subdividida.

O diagrama de blocos mostrado na Figura A5.7 representa as regras para o acionamento dos motores de acordo com o nível de força aplicada ao aro de propulsão.

O sistema apresentado na Figura A5.7 requer maior complexidade de montagem e de subsistemas envolvidos, como por exemplo, comparadores e sistemas de potência para que o sistema possa funcionar, este sistema tem como principal vantagem a fato do sistema ficar mais uniforme em termos da força fornecida, que no caso anterior poderia apresentar “trancos” durante o acionamento dos motores.

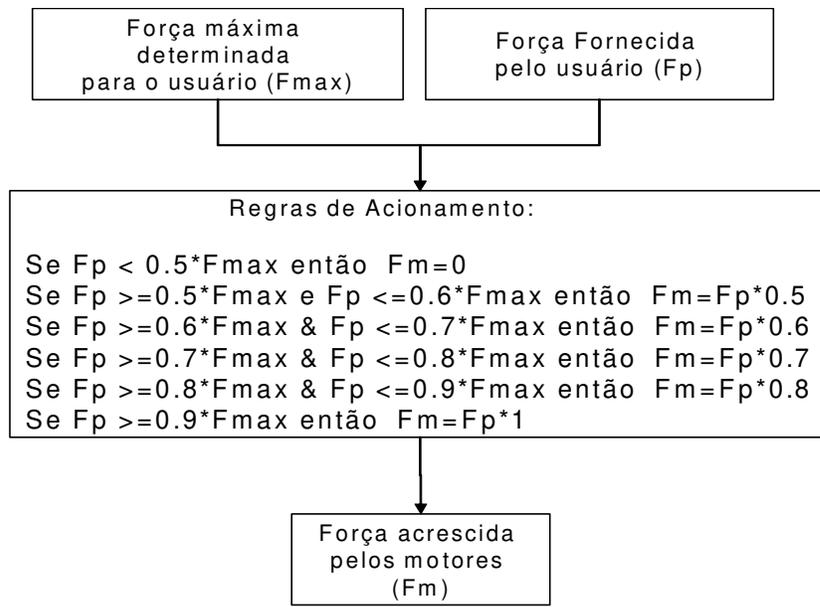


Figura A5.7 - Diagrama de Blocos do sistema de controle de estágios para os motores

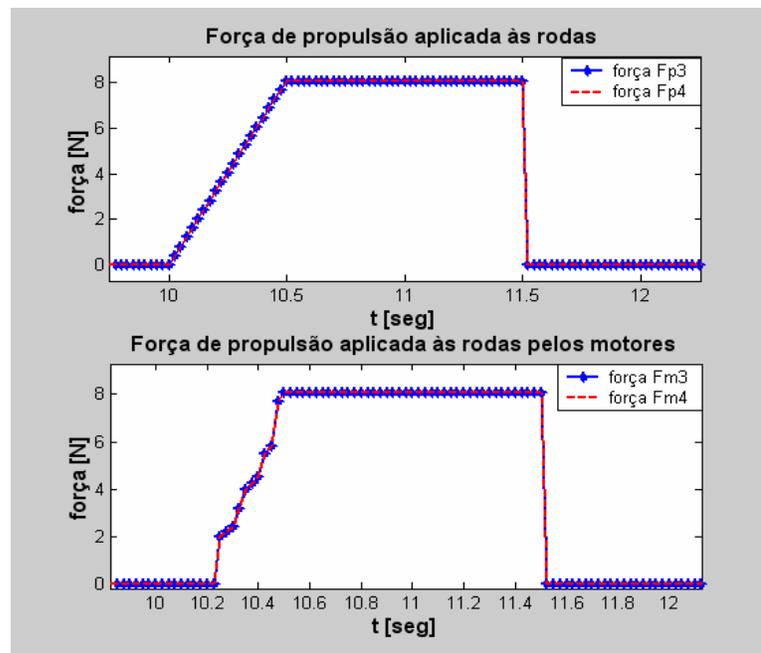


Figura A5.8 – Comparação entre a força fornecida pelo sistema de motorização e pelo usuário durante um ciclo de propulsão (sistema com estágios)

Na Figura A5.8, onde são mostradas as forças de propulsão fornecidas pelos motores e também a força de propulsão fornecida pelo usuário durante um ciclo de propulsão, pode-se observar que a força aplicada pelos motores possui estágios com inclinações diferentes

respeitando as regras estabelecidas anteriormente, além disso a aplicação de força pelos motores é defasada em relação a aplicação de força pelo usuário, isto se deve ao fato do sistema de controle só trabalhar com estágios acima de 50% da força máxima que pode ser exercida pelo usuário, por isso esta defasagem no acionamento dos motores.

Pode ser observado na Figura A5.9(b), que não existe diferença significativa nos resultados entre um sistema de controle do tipo “on-off” e um sistema de controle com estágios alcançando o deslocamento máximo de 2,14 m um pouco superior ao encontrado com o sistema de controle anterior (representando um aumento de aproximadamente 2%) se aproximando mais da condição na qual o usuário é capaz de produzir o movimento por seu esforço próprio, ou seja, sem a necessidade do sistema servo-assistido.

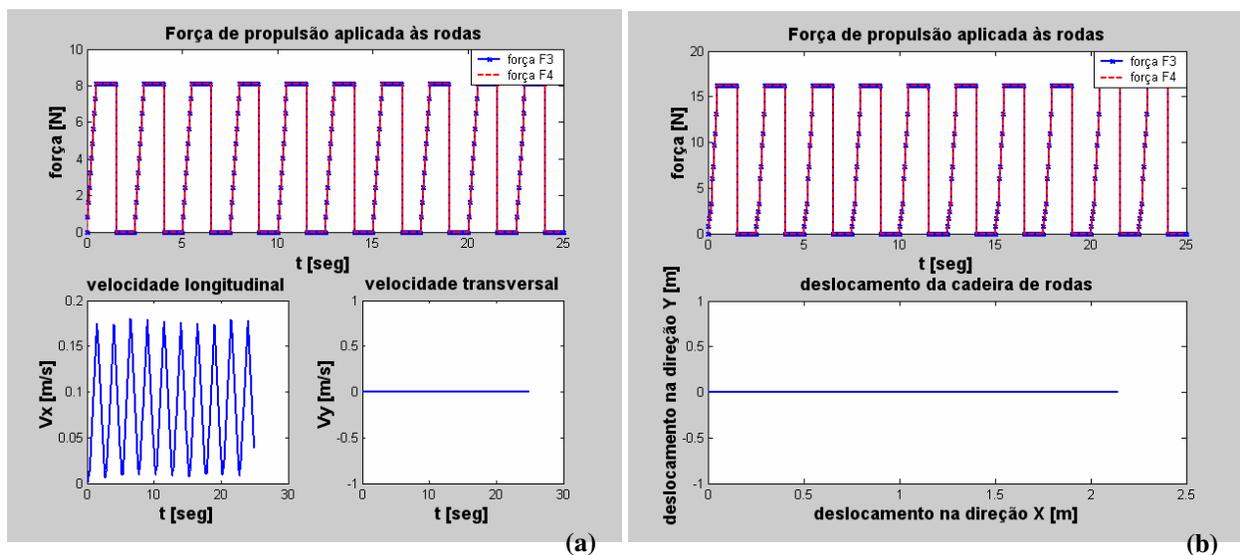


Figura A5.9 – Representação do comportamento da Velocidade (a) e deslocamento (b) do sistema sobre influência do controle com estágios

Também na Figura A5.9(a), não foram encontradas diferenças significativas no comportamento das velocidades linear e angular do sistema quando o sistema de controle do mecanismo servo-assistido utiliza-se de estágios para controlar o acionamento dos motores.

Quando o usuário possui algum grau de disparidade sagital durante a propulsão de sua cadeira de rodas já foi demonstrado que ocorre um desvio do movimento retilíneo, na Figura

A5.10(a), é apresentado o comportamento do sistema quando sistema servo-assistido controla o acionamento dos motores através de estágios. Como pode ser observado ocorreu um desvio maior do sistema em relação ao controle “on-off” dos motores, atingindo um desvio de -0,56 m o que corresponde a um decréscimo de aproximadamente 10% da condição original sem sistema servo assistido e comparando com o sistema de controle anterior houve alteração significativa representando um desvio de cerca de 128%, ou seja, invertendo-se o lado do deslocamento do sistema. Este ganho de deslocamento deve-se principalmente à redução da defasagem da aplicação das forças em ambos os lados do sistema, observado na Figura A5.10(a).

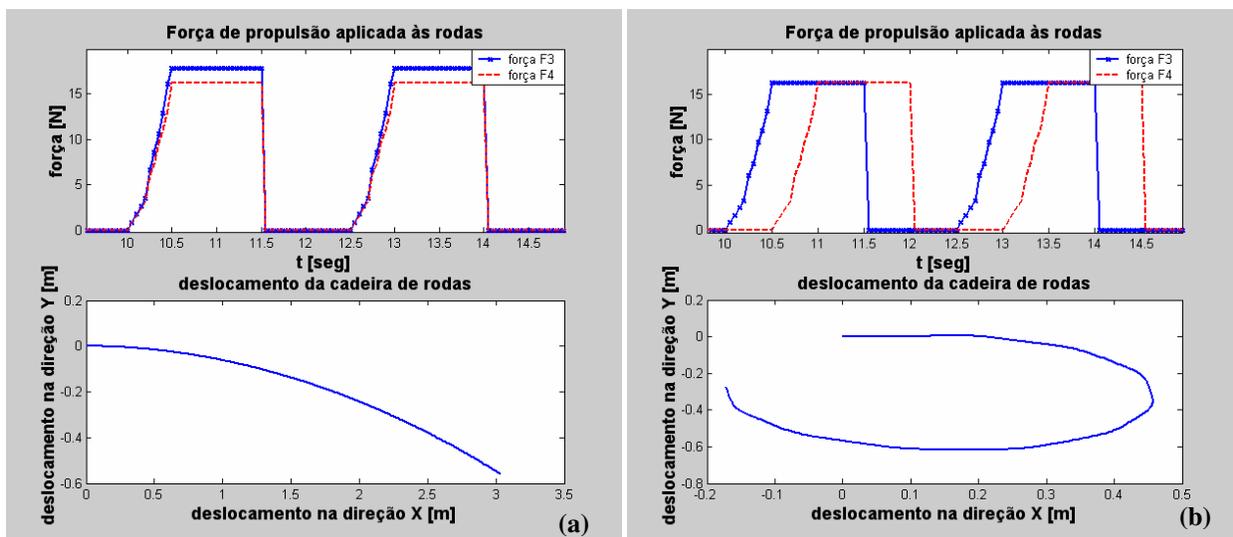


Figura A5.10– Simulação do sistema com disparidade sagital (a) e com defasagem na força de propulsão (b)

A Figura A5.10(b) apresenta o comportamento do deslocamento do sistema quando existe defasagem de 0,5 segundos entre o lado direito e o lado esquerdo da cadeira de rodas. O desvio de trajetória é de aproximadamente -0,60m correspondendo a um aumento de cerca de 20% se comparado com o sistema de controle anterior. Esta melhora é mais significativa, pois o sistema não sofreu uma inversão total da sua direção de movimento o que significa que a aceleração angular do sistema foi menor, portanto o sistema se torna mais estável, mas mesmo assim ocorreu uma rotação maior que a apresentada no sistema original sem motorização.

O sistema embora de maior complexidade apresenta um melhor resultado em relação ao sistema de controle anterior, pois se deve ter sempre em mente que o comportamento de interesse para o sistema de controle dos motores até agora estudados é o aumento da capacidade de locomoção do usuário da cadeira de rodas, e esta variável é medida pelo deslocamento máximo que o sistema percorre para as mesmas condições de entrada.

A disparidade sagital e a defasagem não são as únicas alterações que o ciclo de propulsão de um usuário de cadeiras de rodas pode apresentar, existe também como já mencionado, a variação da frequência entre as repetições dos ciclos que também influencia no comportamento do sistema e o conhecimento desta influencia quando está presente um sistema de controle também é importante. A figura a seguir, Figura A5.11, apresenta o comportamento do sistema quando desta variação.

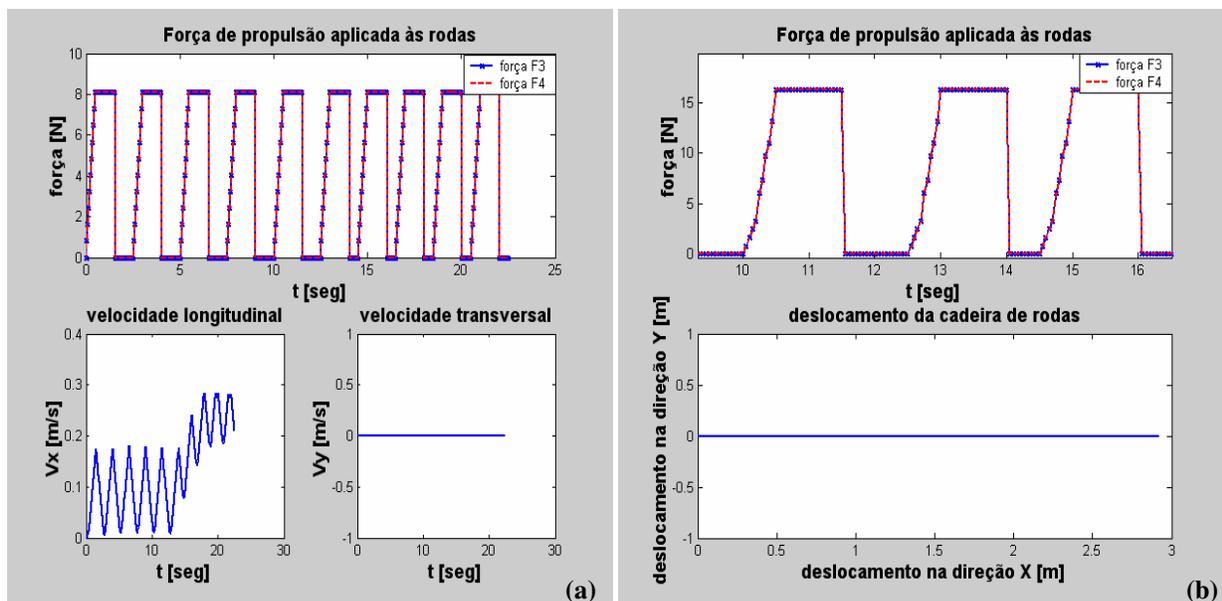


Figura A5.11- Representação do comportamento da Velocidade (a) e deslocamento (b) do sistema sobre influência do controle com estágios quando da variação do intervalo de repetição dos ciclos

Da mesma forma como apresentado na seção 3.5, o sistema apresenta uma variação na velocidade média, Figura A5.11(a), quando da alteração do intervalo T_3 do ciclo de propulsão.

Também pode-se observar um aumento no deslocamento total do sistema, Figura A5.11 (b), de 2,14 m para 2,92 m (aumento de 36 %), comparando-se o caso sem a variação do intervalo T3, Figura A5.9(b), e com a variação do mesmo, Figura A5.11(b), utilizando o sistema de controle dos motores através estágios e uma diminuição de 15% se comparado com a condição sem sistema servo assistido onde o usuário aplica a totalidade da força para o deslocamento do sistema, seção 3.5.

Novamente faz-se necessário que o sistema como apresentado na seção trate do valor da amplificação, ou seja, da força fornecida pelos motores em termos do módulo da força do usuário para que desta forma não seja necessário mais uma lógica quando o usuário desejar inverter o sentido do movimento.

Segunda Estratégia (alterada) - Sistema com compensação da frequência de propulsão

Este sistema baseia-se na configuração do sistema anterior, ou seja, do acionamento dos motores através de estágios pré-determinados, acrescentando a este uma sub-rotina que verifica a frequência com que o usuário realiza o ciclo de propulsão.

Esta sub-rotina tem como função fornecer um torque extra à propulsão da cadeira de rodas todas as vezes que o usuário aumentar a frequência dos ciclos de propulsão. Desta forma foi assumido um ciclo padrão cujo intervalo entre as repetições (T_{ref}) é de 1 segundo, portanto dentro da faixa de eficiência máxima proposta por Reay (1977), e quando da diminuição deste tempo, e conseqüente aumento da frequência de propulsão, os motores fornecem um torque extra para o sistema.

Na Figura A5.12, é apresentado o diagrama de blocos do sistema que será simulado, ou seja, o sistema de controle de atuação dos motores via múltiplos estágios de acionamento e também um sistema de força auxiliar que depende da frequência com que o usuário aplica força sobre a cadeira de rodas.

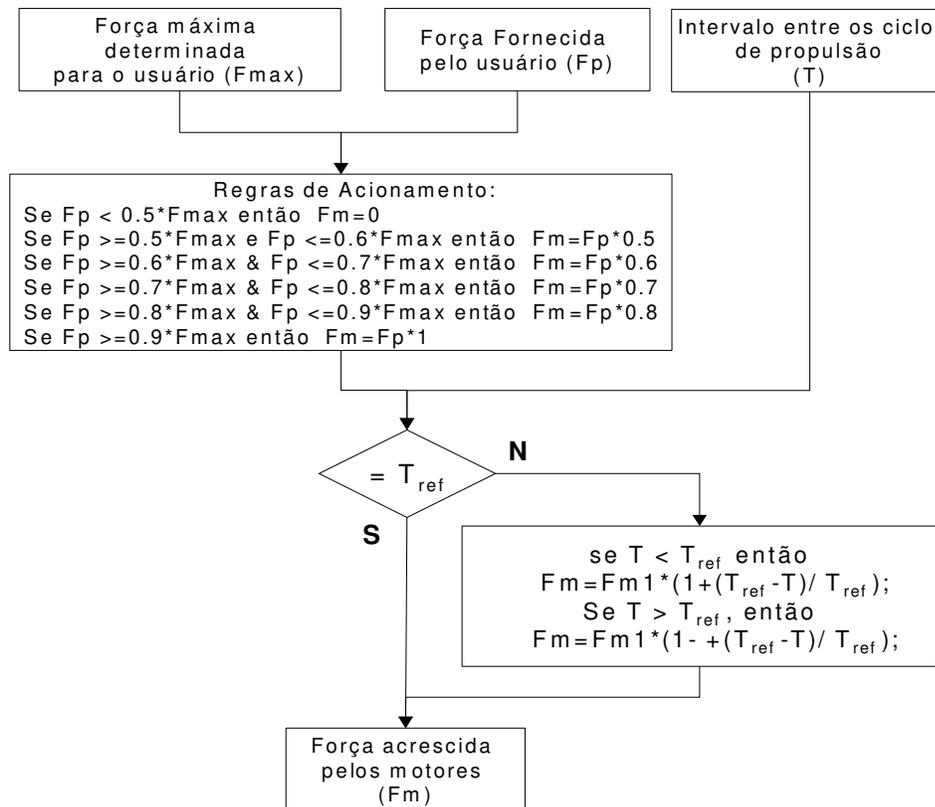


Figura A5.12 – Diagrama de Blocos do sistema de controle de estágios para os motores e compensação da frequência de propulsão

Outra importante informação a respeito deste tipo de sistema de controle é que se faz necessário que o mesmo apresente uma certa capacidade de memória, que será usada primeiramente para armazenar o tempo considerado padrão para o ciclo de propulsão do usuário e também para que o sistema possa armazenar o tempo, obviamente obtido através de um contador, no qual a força fornecida pelo usuário é nula, ou seja, o tempo T_3 e pode comparar com o tempo padrão para esta variável.

Devido ao acúmulo de funções, o que não é interessante à metodologia de projeto axiomático, pois é contrário ao axioma da independência é interessante que este sub-sistema de controle seja programado de forma independente do sistema de controle dos motores, barateando com isto o custo e permitindo a intercambiabilidade entre as demais funções de controle. Por isso a Figura A5.13 a seguir apresenta somente o diagrama de blocos do sub-sistema de controle dos motores visando a compensação da frequência de propulsão

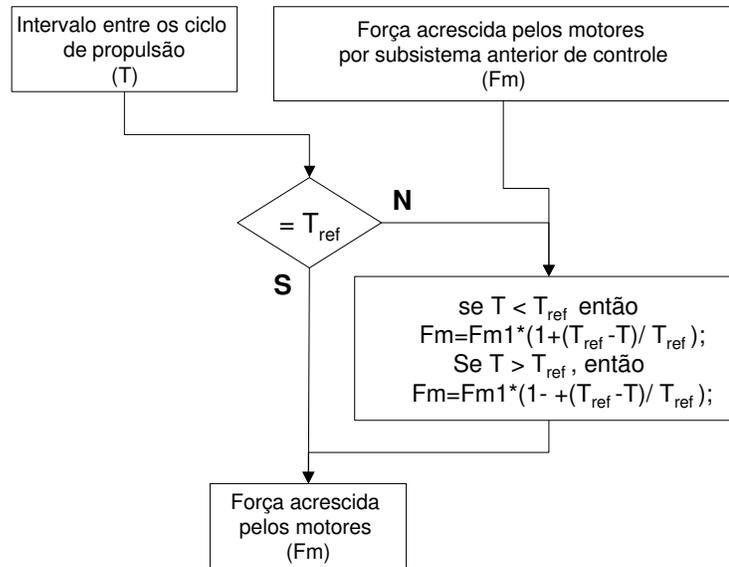


Figura A5.13 – Diagrama de Blocos do sistema para compensação da frequência de propulsão

Para simular este controle é necessário que o sistema seja simulado com diferentes frequência de acionamento durante o período da simulação, para seguir o padrão apresentado nas seções anteriores, onde o movimento do sistema é estudado durante a repetição de 10 ciclos de propulsão, para as simulações desta seção serão realizadas 5 propulsões com um intervalo entre as repetições de 1 segundo, ou seja, $T_3 = 1$ segundo (vide Figura 1.6), e em seguida mais 5 ciclos de propulsão com um intervalo de 0,5 segundos, ou seja $T_3 = 0,5$ segundos.

Pode ser observado na Figura A5.14, o comportamento da força de propulsão fornecida pelo usuário ao sistema, apresentando 5 ciclos com T_3 igual à 1 segundo e mais 5 ciclos com $T_3 = 0,5$ segundo, como pode ser observado, também fica bastante claro que quando da mudança do intervalo T_3 do ciclo de força do usuário existe um considerável acréscimo na força fornecida pelo motores ao sistema, passando de uma força máxima 8,09N para 12,14N com a mudança no intervalo do ciclo, mantendo a mesma frequência que o ciclo de propulsão do usuário como fora apresentado anteriormente.

Deve-se atentar ao fato deste sistema de controle só atuar quando existe uma diferença na frequência do ciclo de propulsão, mais especificamente quando existe uma variação no período

entre os ciclos de propulsão, portanto não é de se esperar influencia deste sistema de controle nas situações onde não existe variação nesta variável.

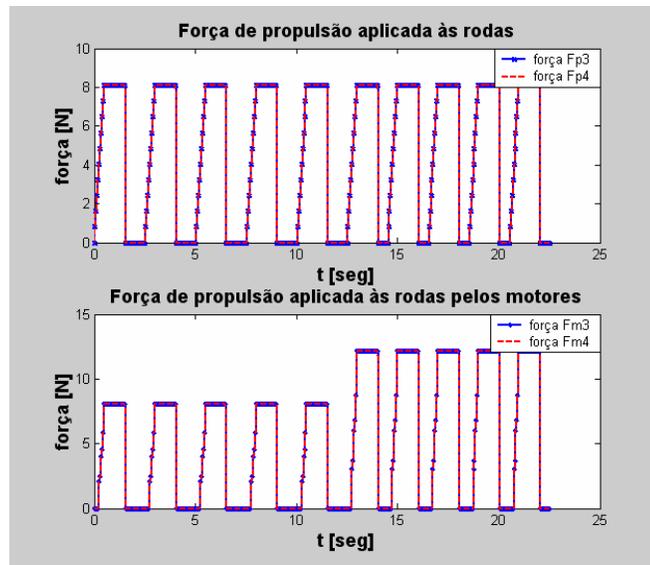


Figura A5.14 – Comportamento da força de propulsão do usuário e da força de atuação dos motores

Na Figura A5.15(a) pode ser observado que a velocidade longitudinal do sistema sofreu uma grande variação que também influenciou sua média. Esta variação deve-se não só ao aumento da parcela de força que é fornecida pelos motores, mas também à diminuição do intervalo de tempo entre os ciclos de propulsão, quando da variação de T3. É importante também observar que o aumento da força se deu de modo bastante abrupto o que indicaria que o sistema como um todo sofreria uma aceleração e com isso a sensação de variação da velocidade seria mais acentuada.

Na Figura A5.15(b) onde além do deslocamento do sistema é apresentado a força total de propulsão fica bastante evidente a influência do sistema de controle sobre o sistema, o deslocamento do mesmo atinge o valor de 3,27m contra o valor de 3,00 m encontrado na simulação do sistema quando toda a força é fornecida pelo usuário somente, sistema sem mecanismo servo assistido, ou seja, um aumento da ordem de 8% no percurso total do sistema. O aumento é maior de 2,92 para 3,27m (12%) se comparado os deslocamentos do sistema quando controlados os motores através de estágio (seção anterior) e o sistema atual. Mas novamente a

grande diferenciação entre os sistemas analisados está na velocidade média do sistema quando da variação do intervalo entre os ciclos de propulsão.

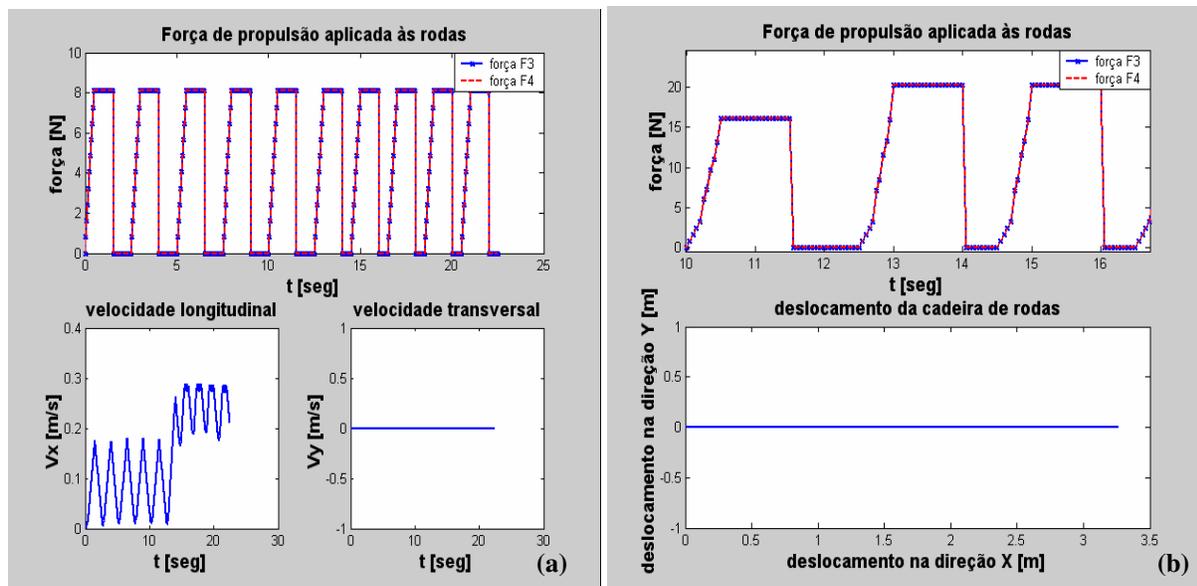


Figura A5.15– Representação do comportamento da Velocidade (a) e deslocamento (b) do sistema sobre influência do controle com estágios compensação da frequência de propulsão

Deve-se ainda salientar que o comportamento e conseqüentemente os ganhos do sistema servo assistido podem ser aumentados se as regras para as definições dos ganhos dos motores forem alteradas.

Terceira Estratégia - Sistema de acionamento dos motores utilizando Lógica Fuzzy

Como já descrito anteriormente a lógica fuzzy é uma espécie de controle que ao invés de tratar das variáveis de forma numérica aplica o tratamento semântico, ou seja, permite ao sistema de controle que atue não somente da forma de ligar ou desligar determinado equipamento permitindo que o mesmo seja acionado com cargas parciais, permitindo um controle mais refinado em termos da atuação, característica muito importante para um sistema servo assistido.

O sistema fuzzy aplicado a somente uma variável de entrada atua de forma bastante similar ao controle de regras já mencionado na seção anterior. Deve-se atentar que o sistema de controle

por lógica nebulosa é mais indicado quando existe um maior número de variáveis a serem controladas, permitindo que estas sejam ponderadas de forma muito mais contínua que um sistema de lógica baseado em regras.

No entanto, será interessante uma pequena comparação entre o comportamento do sistema fuzzy para uma única variável com o comportamento obtido por um controle discreto via tabela de regras.

Para implementação do sistema de controle Fuzzy, utilizou-se o toolbox presente no programa Matlab® que já está preparado para trabalhar com as variáveis semânticas inerentes à lógica nebulosa, desta forma facilitando a programação, a seguir serão apresentadas as definições do controle proposto.

Primeiramente é necessário definir quais serão as variáveis a serem controladas e também quais serão as formas das funções de pertinência para cada uma das variáveis. As variáveis para controle serão as mesmas das seções anteriores: apenas a força fornecida pelo usuário para que ocorra o movimento, ou seja, a força de acionamento. Já a variável de controle será a força que será acrescida ao sistema para que o movimento ocorra.

Nesta lógica em especial optou-se por utilizar uma faixa de variação para ambas as variáveis de $[-1 \text{ a } 1]$, pois a força de propulsão pode ser negativa, ou seja, indicando que o usuário quer movimenta-se para trás, e portanto os motores devem responder adequadamente a este desejo.

As variáveis tanto para entrada quanto para a saída do sistema de controle foram discretizadas em 9 níveis, utilizando para a variável de entrada, força fornecida pelo usuário, funções do tipo trapezoidal e para a variável de saída, força fornecida pelos motores, funções do tipo gaussianas. Nas extremidades de ambas as variáveis foram utilizadas funções degraus para que o sistema possua um nível máximo bem definido.

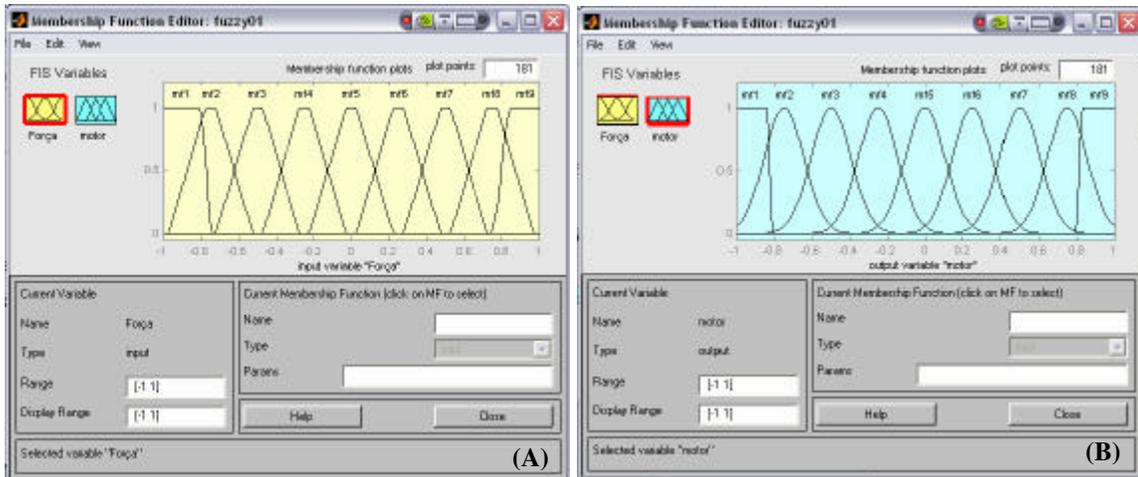


Figura A5.16 – Representação das funções de fuzificação (A) e desfuzificação (B) respectivamente para a força fornecida pelo usuário e para a força fornecida pelos motores

Na Figura A5.16, são mostradas as funções de pertinência tanto para a variável de entrada como para a variável de saída do sistema de controle, observando os nove níveis de discretização além das extremidades na forma de funções do tipo degrau.

Na Figura A5.17 é apresentado em (A) a superfície de controle e em (B) as regras de controle serão apresentadas na forma gráfica, que é uma forma bastante comum de apresentação e já sendo padrão de saída do programa Matlab®.

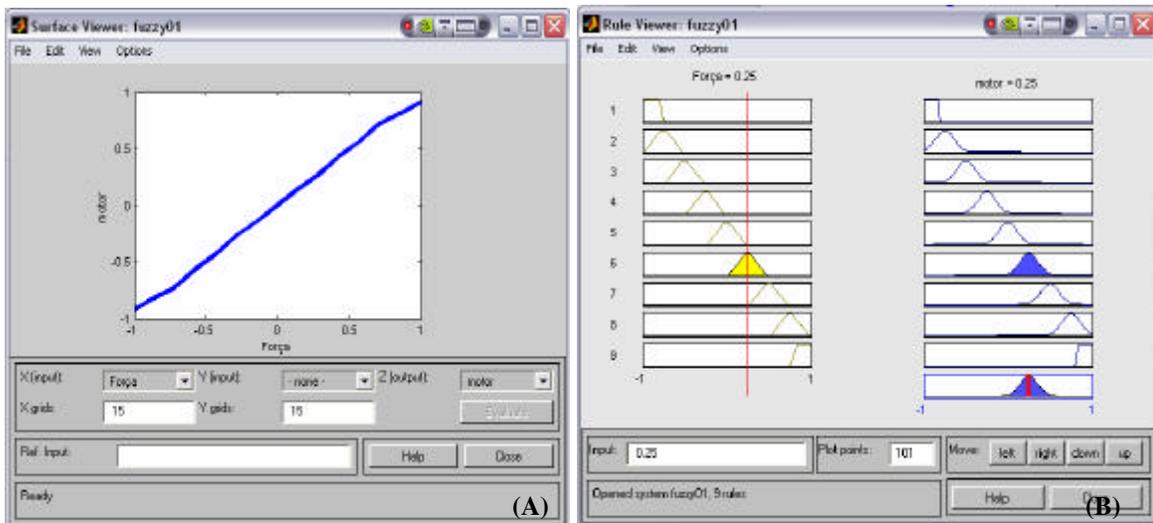


Figura A5.17– Representação gráfica da superfície de controle (A) e das regras de controle (B) pertinente à Tabela A5.1

Pode ser observado que a superfície de controle na verdade não é uma superfície, pois o sistema controla apenas uma única variável e possui uma única saída, desta forma seria mais coerente chamá-la de função de controle. Outro importante ponto a ser mencionado é que a superfície (ou curva de controle) é uniforme, o que indica que o sistema poderia ser facilmente substituído por um sistema de controle baseado em regras sem perdas significativas de eficiência.

Tabela A5.1– Representação da lógica de controle fuzzy

		Saída: Força auxiliar									
		NN	MN	PN	ZN	Z	ZP	PP	MP	PP	
Entrada: força de propulsão	NN	1									
	MN		1								
	PN			1							
	ZN				1						
	Z					1					
	ZP						1				
	PP							1			
	MP								1		
	PP										1

A Tabela A5.1, é outra forma bastante comum de representação das lógicas semânticas do sistema de controle baseado em lógica nebulosa, como já mencionado, é uma tabela em duas dimensões portanto seu interior é preenchido apenas quando existe correlação entre as funções de pertinência entre a entrada e saída do sistema, os demais valores para preenchimento da mesma serão nulos.

Tabela A5.2– Representação da lógica de controle fuzzy alterada

		Saída: Força auxiliar									
		NN	MN	PN	ZN	Z	ZP	PP	MP	PP	
Entrada: força de propulsão	NN	1	0,5	0,1							
	MN		1	0,5	0,1						
	PN			1	0,5	0,1					
	ZN				1	0,5	0,1				
	Z					1	0	0			
	ZP						1	0,5	0,1		
	PP							1	0,5	0,1	
	MP								1	0,5	
	PP										1

Devido à razões já expostas não se espera grandes alterações no comportamento do sistema se comparado com o sistema baseado em regras também já apresentado na seção anterior. Buscou-se então uma tabela cuja relação entre as funções de pertinência não fossem tão lineares, e utilizando a Tabela A5.2, espera-se obter uma função não tão linear

Na Figura A5.18, é mostrada a superfície de controle e as regras de controle para o sistema semântico apresentado na Tabela A5.2. Pode-se observar que agora o comportamento do sistema é não linear, portanto se afastando do controle por regras descrito anteriormente. Embora esta não linearidade ainda não justifique a aplicação da lógica nebulosa no controle é importante, pois será ela o elemento de união entre as demais lógicas dos subsistemas para o controle final da cadeira de rodas.

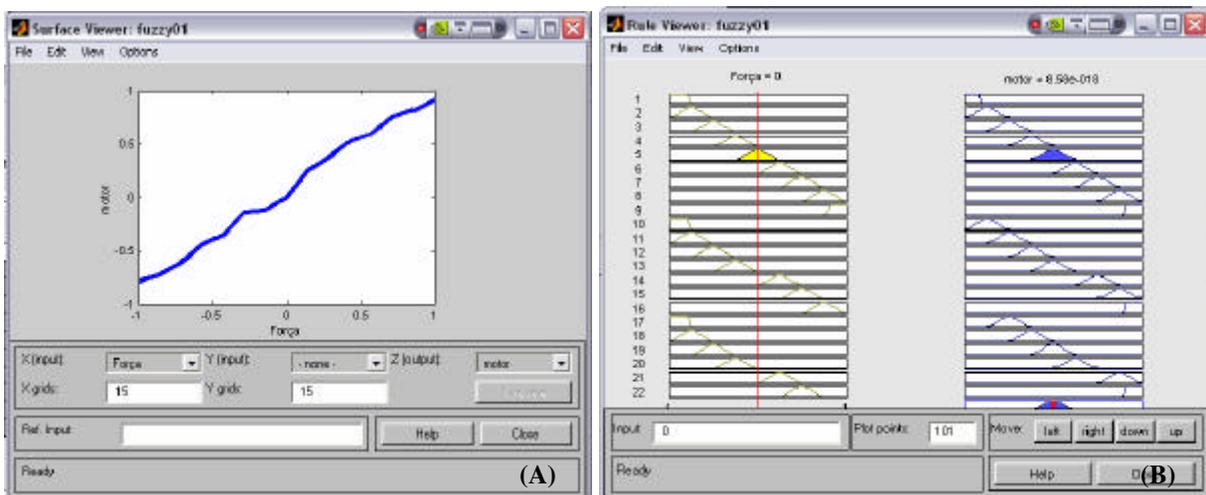


Figura A5.18– Representação gráfica da superfície de controle (A) e das regras de controle (B) pertinente à Tabela A5.2

Pela Figura A5.19, pode-se observar que o comportamento da atuação dos motores é muito semelhante ao encontrado na seção anterior, onde fora realizado o controle do sistema através de um sistema discreto de estágios.

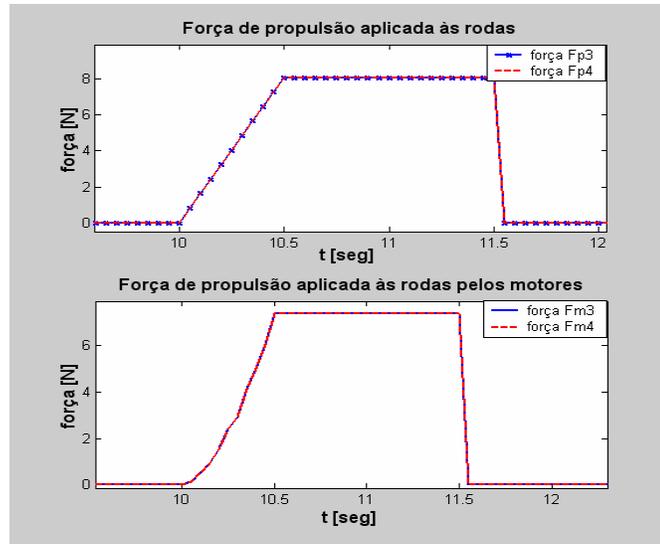


Figura A5.19 – Comparação entre a força fornecida pelo sistema de motorização e pelo usuário durante um ciclo de propulsão (controle via lógica fuzzy)

Além do comportamento da atuação dos motores ser bastante semelhante, também a simulação do sistema apresentou resultados gráficos muito semelhantes que aos apresentados nas figuras a seguir, Figura A5.20, Figura A5.21, Figura A5.22 e Figura A5.23.

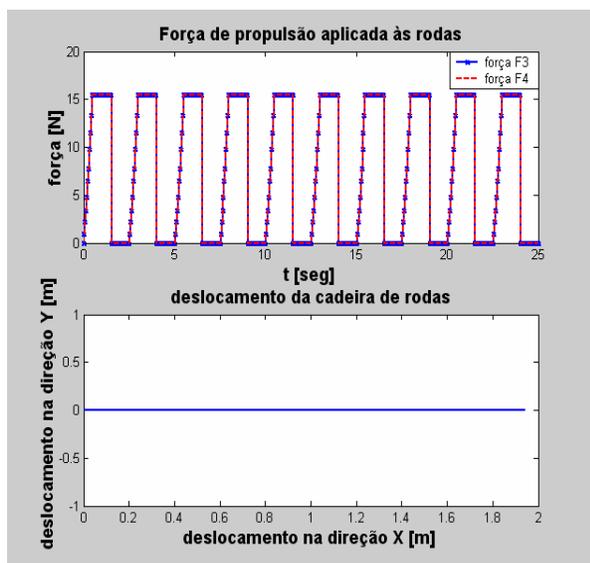


Figura A5.20 – Deslocamento do sistema com controle fuzzy.

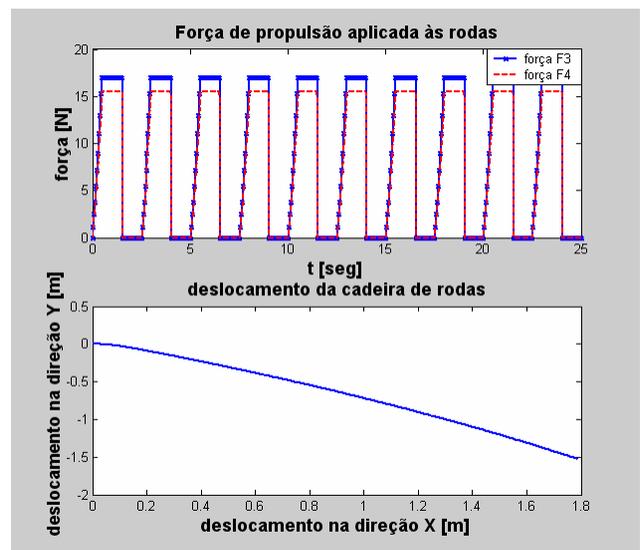


Figura A5.21 – Deslocamento do sistema com controle fuzzy com disparidade sagital

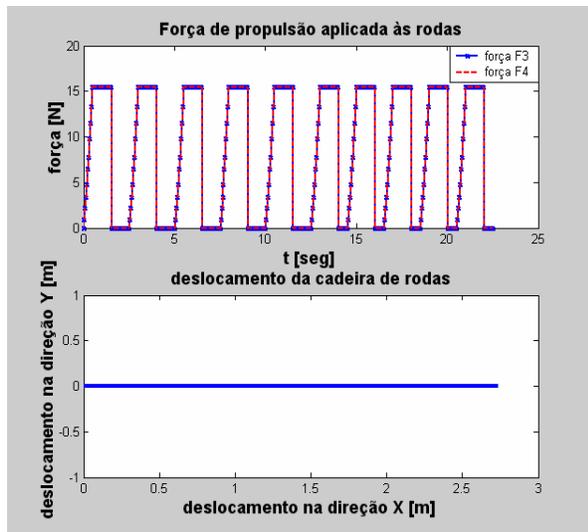


Figura A5.22 – Deslocamento do sistema com controle fuzzy com variação do intervalo entre repetições do ciclo de propulsão

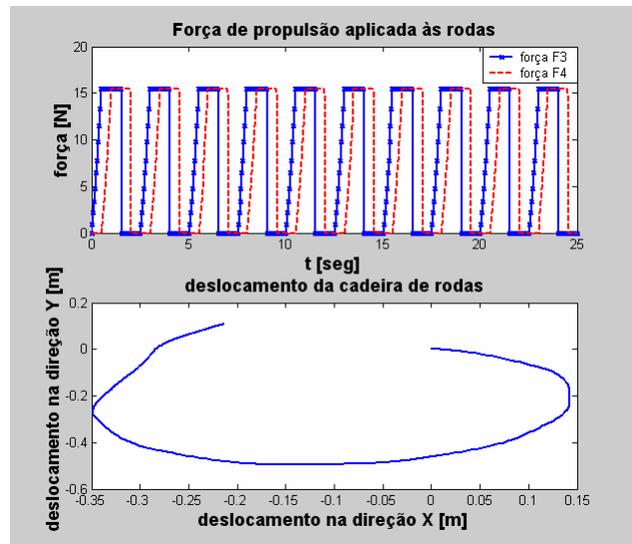


Figura A5.23 – Deslocamento do sistema com controle fuzzy com defasagem na força de propulsão

Como resultado das simulações apresentadas, a estratégia de controle fuzzy obteve os seguinte resultados: para o deslocamento do sistema sem alterações no ciclo de propulsão, 1,9m, para o sistema com defasagem sagital, na direção X, 1,8m e na direção Y, -1,5m, para o sistema com variação do tempo T3 do ciclo de propulsão, 2,7m e para o sistema com defasagem de 0.5 s na força de propulsão, na direção X, deslocamento máximo de -0,35 m e na direção Y, -0,5 m, além da rotação do sistema de quase 360 graus.

Com isso pode-se concluir que o sistema controlado através da lógica fuzzy não se mostrou como comportamento superior ao encontrado nas estratégias de controle apresentadas anteriormente, principalmente devido à grande complexidade necessária para a implementação do sistema. O sistema apresentou um desempenho abaixo do encontrado nas estratégias de controle apresentadas anteriormente, quanto ao deslocamento do sistema.

Anexo 06

Estratégias de Controle para Correção da Disparidade Sagital

O objetivo desta seção é apresentar todas as estratégias desenvolvidas e testadas durante a procura por um sistema de controle que aumente a capacidade de locomoção independente do usuário de cadeira de rodas servo-assistida. Visando a correção da disparidade sagital do usuário foram desenvolvidas três estratégias de controle que serão apresentadas a seguir. Todas as estratégias serão comentadas e simuladas e o resultado servirá de dados de estrada para as tabelas de conclusões na seção 5.6

Primeira lógica de controle

Os efeitos da disparidade sagital já foram muito comentados e ilustrados na seção anterior, e o modelo dinâmico mostrou-se bastante eficiente para verificação deste efeito. Como já mencionado o resultado da ocorrência de disparidade sagital durante a propulsão da cadeira de rodas é sempre a mudança de trajetória para o lado oposto ao qual a maior força é aplicada.

O objetivo, portanto do sistema de controle é igualar as forças de propulsão em ambos os lados do sistema, reduzindo assim o desvio de trajetória.

A primeira sub-rotina proposta atua a partir de uma diferença superior a 1% entre as forças de propulsão de ambos os lados do sistema e atua até que esta diferença seja igual a 20%. O sistema identifica o lado onde a força é maior e atua sobre os motores de modo a igualar as forças de propulsão.

O sistema mostrou-se eficiente para correções de disparidade sagital até aproximadamente 25% durante as simulações. O usuário pode alterar a direção do movimento aumentando-se propositalmente a disparidade sagital para valores maiores que 20% ou ainda defasando temporalmente o ciclo de propulsão.

Faz-se necessária primeiramente a definição das variáveis *fator* (eq. A6.1) e *dispa* (eq. A6.2) que indicará à lógica de controle se existe a necessidade de atuação e qual o valor da correção necessária, conforme será apresentado na Figura A6.1.

$$fator = \frac{(fp3 + fm3) - (fp4 + fm4)}{\min((fp3 + fm3), (fp4 + fm4))} \quad (\text{eq. A6.1})$$

$$dispa = \frac{abs(fp3 - fp4)}{\max(fp3, fp4)} \quad (\text{eq. A6.2})$$

O diagrama de blocos apresentado, na Figura A6.1, representa a lógica de controle proposta, observa-se que o sistema verifica primeiramente se o usuário sofre de alguma disparidade sagital, ou seja, se consegue fornecer a mesma força em ambos os lados da cadeira de rodas, e ainda se a diferença existe e está dentro da faixa que compreende uma disparidade sagital, ou seja, uma deficiência no fornecimento de força, se isto for verdadeiro então o sistema deverá igualar a força total fornecida ao lado esquerdo com a força do lado direito.

É importante observar que as forças que devem ser igualadas são as forças totais fornecidas ao sistema, ou seja, a força fornecida pelo usuário acrescida da força fornecida pelos motores, isto é importante porque demonstra que o sistema pode possuir um sistema de controle dos motores independente do sistema de controle da disparidade sagital, na verdade acrescentando a força fornecida pelo motor do lado onde o usuário possui menor capacidade muscular.

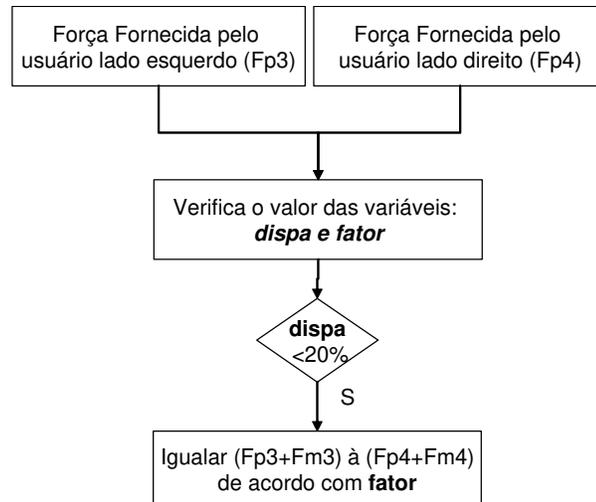


Figura A6.1– Diagrama de blocos do sistema de controle para correção da disparidade sagital

Para as simulações e verificações da influência desta sub-rotina de controle não se faz necessário testes em todas as condições apresentadas anteriormente, com efeito, serão realizadas apenas simulações onde esta sub-rotina é fundamental ao comportamento dinâmico do sistema, sendo: um usuário com disparidade de 10%, 30% e uma situação onde o usuário deseja aplicar uma mudança de trajetória aplicando sobre o lado direito uma força 15% menor que à necessária ao movimento e do lado esquerdo uma força 20% maior. Primeiramente considerou-se que o usuário possui toda a força necessária à propulsão

Na Figura A6.2(A), é apresentado o comportamento das forças tanto as fornecidas pelo usuário em ambos os lados do sistema, quanto às forças fornecidas pelos motores, pode-se observar que no gráfico correspondente ao usuário a força F_{p3} correspondente ao lado esquerdo do sistema é superior à força F_{p4} , lado direito, desta forma a sub-rotina de controle atua sobre os motores como mostrado no gráfico inferior, acionando somente os motores do lado direito, F_{m4} , de modo que o lado esquerdo permanece sem o auxílio do sistema motor.

Pode-se observar na Figura A6.2 (B), no gráfico superior que para o sistema a força de propulsão total, que é a soma das forças do usuário e dos motores, apresenta-se na mesma amplitude, e com isso o deslocamento do sistema ocorre em linha reta atingindo uma distância de 3,51m, muito diferente do que fora apresentado nas seções anteriores, e com isso demonstrando a eficiência do controle.

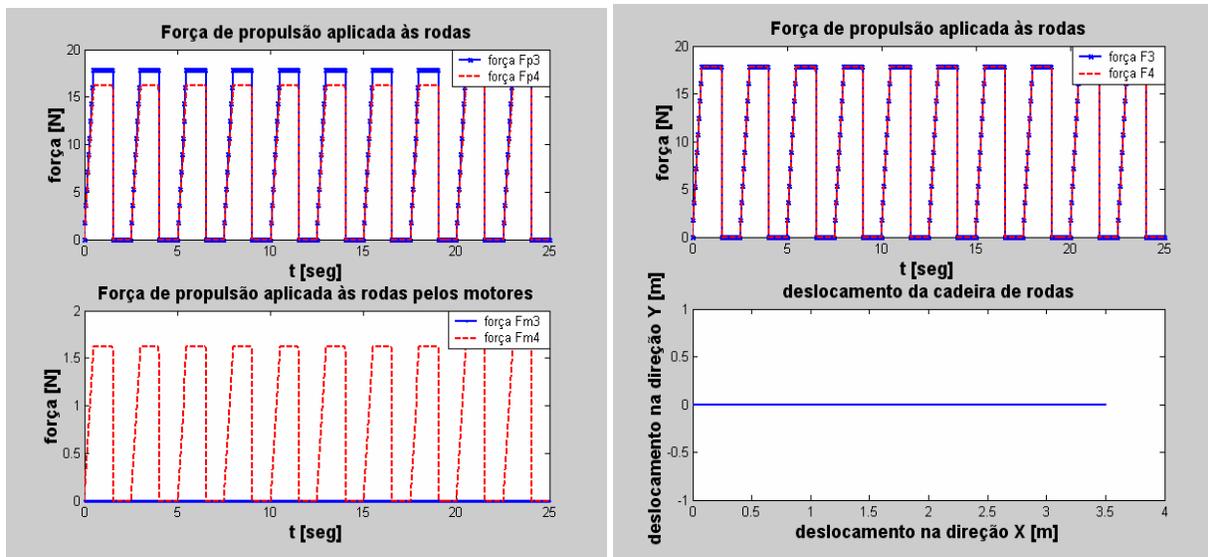


Figura A6.2– Comportamento da forças fornecidas pelo usuário e pelos motores (A) e deslocamento do sistema (B), com disparidade de 10%

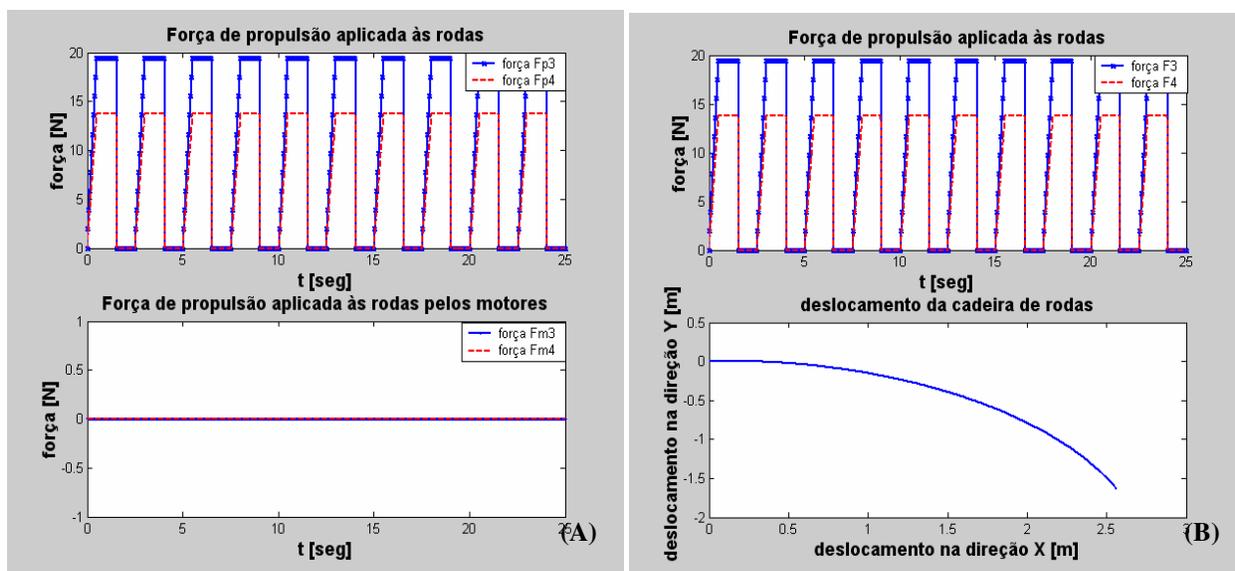


Figura A6.3– Comportamento da forças fornecidas pelo usuário e pelos motores (A) e deslocamento do sistema (B), com disparidade de 30%

O usuário fornece uma força 30% do lado esquerdo em comparação ao lado direito, como pode ser observado na Figura A6.3(A), como foi uma decisão de controle a sub-rotina irá interpretar que o usuário deseja realizar uma curva, desta forma manterá integralmente a disparidade entre as forças, ou seja, a sub-rotina não atuará sobre nenhum dos motores, como resultando pode-ser observado que a força total fornecida ao sistema não se altera de modo que o

deslocamento sofre uma grande mudança de direção atingindo os valores de 3,0 m na direção longitudinal e -1,7 m na direção transversal, o que indica uma curva do sistema para a direita.

Novamente, na Figura A6.4, é apresentada uma situação onde o usuário deseja realizar uma curva, desta forma aplica sobre o lado esquerdo uma força 20% maior e sobre o lado direito uma força 15% menor, em relação à força mínima necessária para o que o movimento do sistema ocorra.

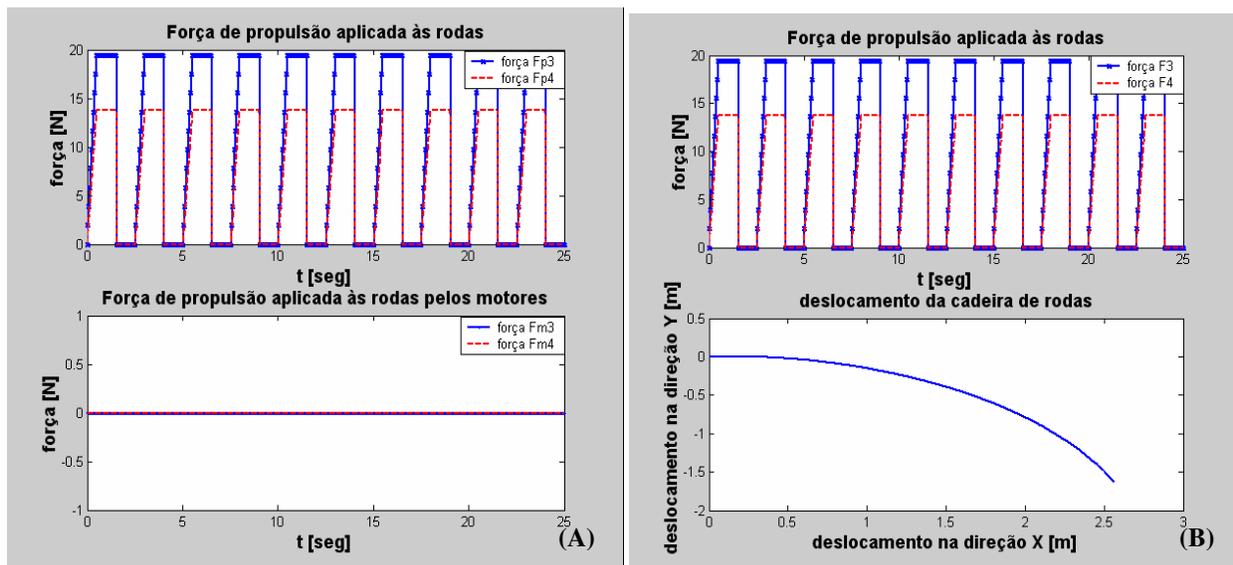


Figura A6.4– Comportamento da forças fornecidas pelo usuário e pelos motores (A) e deslocamento do sistema (B), com disparidade de 20% do lado esquerdo e -15% do lado direito

Por decisão de concepção, como a diferença entre as forças de ambos os lados do sistema é superior a 20% a sub-rotina não irá atuar nos motores de modo que ambos não fornecerão força auxiliar ao sistema, como mostrado na Figura A6.4(A), como consequência a força total não sofrerá mudanças, porém o deslocamento apresentará uma grande variação na sua direção, Figura A6.4(B), atingindo valores de 2,6 m na direção longitudinal e -1,6 m na direção transversal.

Os valores encontrados nesta simulação são muito próximos dos encontrados para o caso anterior mostrando que as duas estratégias são equivalentes em termos dos resultados apresentados para o deslocamento do sistema

Para demonstrar que a aplicabilidade desta sub-rotina não deve interferir no comportamento do sistema que possua um usuário com outras limitações além da disparidade sagital, axioma da independência do projeto axiomático, foi realizada uma simulação com um usuário que não possua disparidade sagital, porém apresente uma propulsão com defasagem temporal entre os ciclos de ambos os lados do sistema, Figura A6.5.

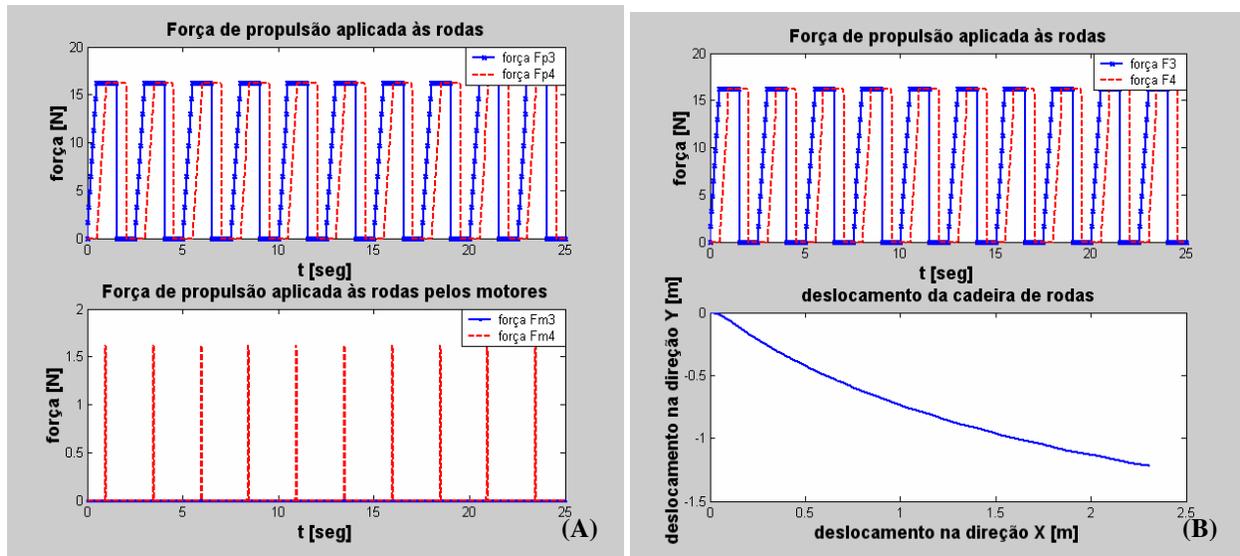


Figura A6.5 – Comportamento da forças fornecidas pelo usuário e pelos motores (A) e deslocamento do sistema (B), sem disparidade e com defasagem no ciclo de propulsão de 0.5 s

Pode ser observado na Figura A6.5(A) que os motores atuam somente em um único instante do ciclo de propulsão, este instante em particular apresenta diferença entre as forças de propulsão de ambos os lado menor que 20%, por isso a sua atuação. Sendo este um ponto particular a atuação dos motores deve ser evitada, pois é um acionamento em um instante bastante curto que poderia danificar os motores caso o processo se torne cíclico.

Quanto o comportamento do deslocamento do sistema este apresenta comportamento idêntico ao observado na seção 3.5, comprovando a independência dos sistemas de controle.

Na Figura A6.6, é apresentado o resultado de uma simulação onde o usuário além de apresentar uma disparidade de 10% entre o lado esquerdo e o lado direito do sistema ainda apresenta uma defasagem de 0.5 s, entre os mesmos. Como era esperado o sistema não

apresentou um comportamento retilíneo no deslocamento, pois embora o sistema fosse capaz de corrigir a disparidade sagital, não o era para a defasagem temporal do ciclo de acionamento.

Desta forma pode ser observado na Figura A6.6(A) que os motores são acionados por um pequeno instante de tempo, menor do que o corrido nas simulações anteriores, porém correspondendo ao instante de tempo em que ambas as forças permanecem em patamares diferentes, porém com a defasagem este tempo de acionamento não é suficiente para corrigir o desvio no deslocamento.

Assim observa-se na Figura A6.6(B) que a força total aplicada ao sistema em ambos os lados permanece igual por um pequeno instante de tempo, para depois diferenciar bastante significativamente, ocasionando um grande desvio no deslocamento do sistema, que atinge 2,6 m na direção longitudinal e -2,9 m na direção transversal.

A primeira lógica de controle apresentou-se bastante eficiente na correção da disparidade sagital, porém por possuir um limite bastante brusco na sua atuação, ou seja, só atua se a diferença entre as forças for menor que 20%, para um caso limite, pequenos aumentos nesta diferença podem levar o sistema à realizar um movimento indesejado.

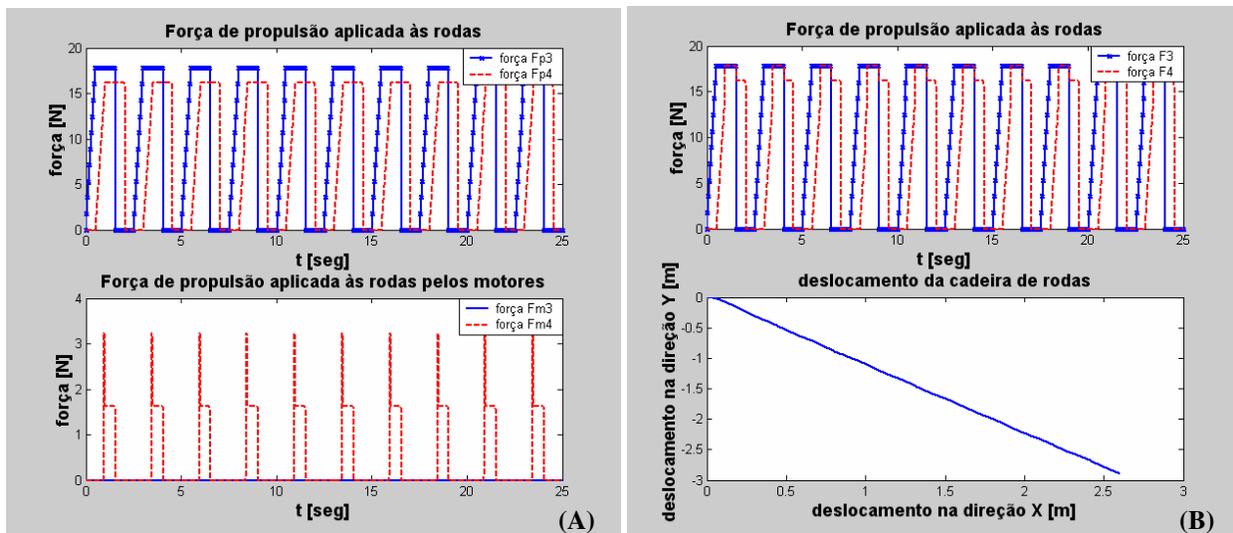


Figura A6.6– Comportamento da forças fornecidas pelo usuário e pelos motores (A) e deslocamento do sistema (B), com disparidade de 10% do lado esquerdo defasagem no ciclo de propulsão de 0.5 s

Segunda lógica de controle

Como já mencionado a lógica de controle proposta anteriormente funcionaria como um sistema liga-desliga, que para um usuário que esteja muito próximo do limite de funcionamento poderia ocorrer do sistema apresentar um comportamento inadequado.

Para evitar este tipo de comportamento foi proposto um sistema que sempre atue de forma contínua na correção de disparidades até 20%, ou seja, se um usuário aplicar durante a propulsão forças com diferença da ordem de 25%, o sub-sistema de controle continuará atuando e corrigindo até 20% da disparidade e o deslocamento sofrerá apenas um desvio correspondente aos 5% que não foram corrigidos. Esta alteração na lógica de controle é mostrada na Figura A6.7, através do diagrama de blocos da rotina.

As variáveis *fator* e *dispa* são definidas como apresentado nas equações (eq. A6.1) e (eq. A6.2) respectivamente

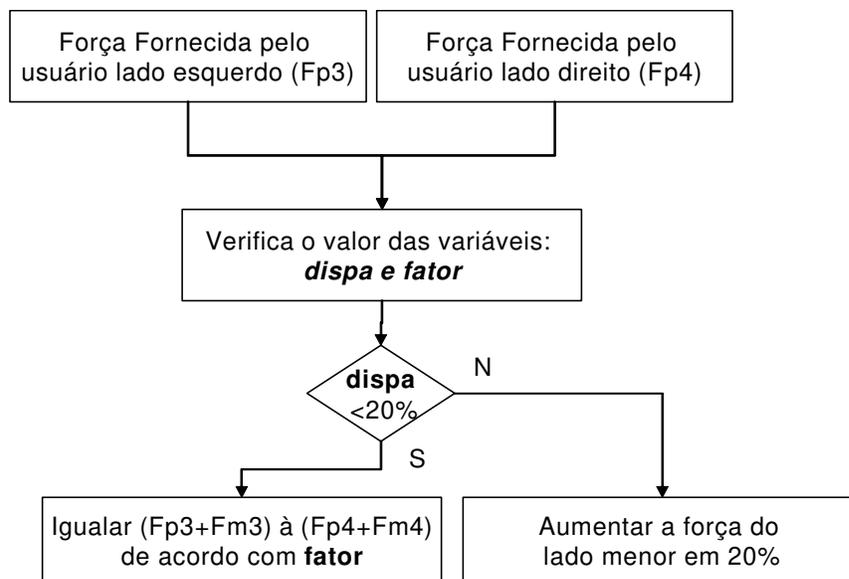


Figura A6.7- Diagrama de blocos do sistema de controle para a segunda lógica de correção da disparidade sagital

Deve-se observar que para realização de curvas continuam sendo válidas as mesmas estratégias mostradas na seção anterior, ou seja, aumentando-se a disparidade entre os lados, seja

pelo aumento da força no lado contrário à curva ou pelo simultâneo aumento da força do lado contrário e a diminuição do lado para o qual deseja-se realizar a curva.

As lógicas referem-se basicamente na quantidade de força de deve ser realizada para que o movimento ocorra, pois agora curvas só serão realizadas se a disparidade for maior que 20% e o efeito será somente o que ultrapassar deste valor.

Ainda para as simulações a seguir será considerado um usuário capaz de movimentar a cadeira de rodas sem a necessidade de sistema auxiliar de força, motorização servo assistida. Também é importante observar que para os casos onde a diferença entre as forças de propulsão for menor que 20% não serão simulados novamente uma vez que a lógica é a mesma que apresentada na seção anterior

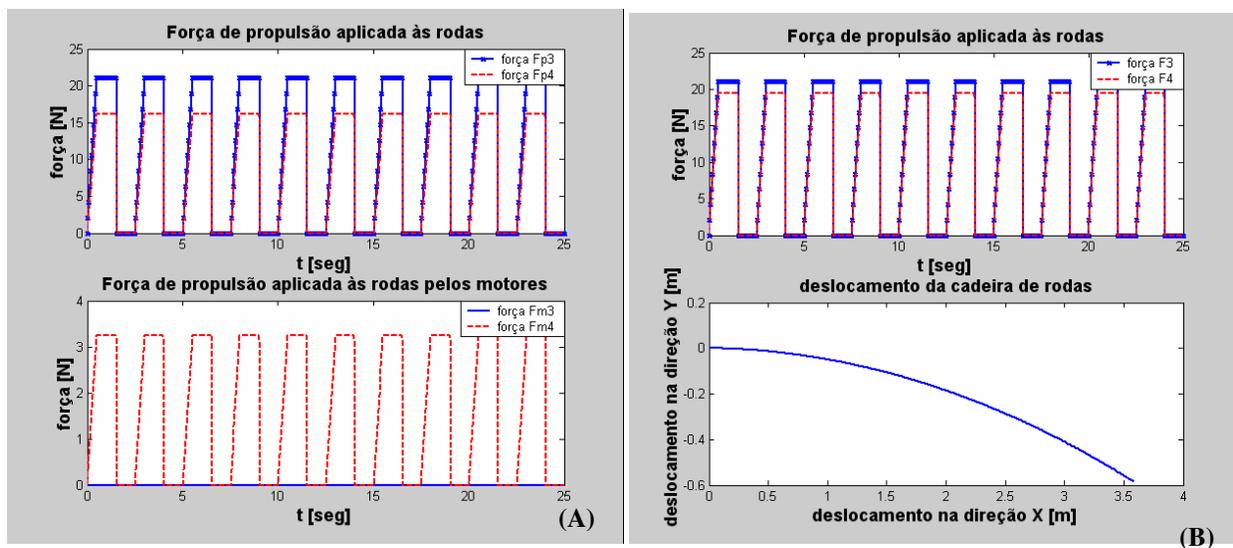


Figura A6.8– Comportamento da forças fornecidas pelo usuário e pelos motores (A) e deslocamento do sistema (B), com disparidade de 30%, para a segunda lógica de controle de disparidade sagital

Diferentemente do apresentado na seção anterior, na Figura A6.8(A), pode-se observar que os motores são acionados mesmo para uma disparidade sagital maior que 20%, de forma a reduzir a diferença entre as forças de ambos os lados da cadeira de rodas para um valor de 10%, o que representaria uma correção da disparidade sagital do usuário apenas a um nível pré-definido,

permitindo que o restante da diferença de força de propulsão se transforme em desvio do deslocamento como apresentado na Figura A6.8(B).

O desvio do deslocamento é bastante reduzido se comparado com os resultados da seção anterior, chegando o sistema a atingir os valores de 3,6 m para o deslocamento longitudinal (eixo X) e -0,6 m para o deslocamento transversal (eixo Y).

Na figura a seguir, Figura A6.9, será apresentado o resultado da simulação do sistema utilizando esta segunda lógica de controle da disparidade sagital, para o caso onde é aplicado ao sistema uma força 20% maior que a mínima do lado esquerdo e -15% menor do lado direito.

Comparando-se o gráfico da Figura A6.9(A) com o obtido para a mesma simulação apresentada na seção anterior, pode-se observar que os motores são acionados somente a ponto de corrigir a disparidade até o valor de 20% da diferença, desta forma não anulando a intenção do usuário em realizar uma mudança na trajetória do sistema a ponto de permitir que uma pequena alteração do ciclo de propulsão ocasione uma mudança brusca como ocorrido na seção anterior.

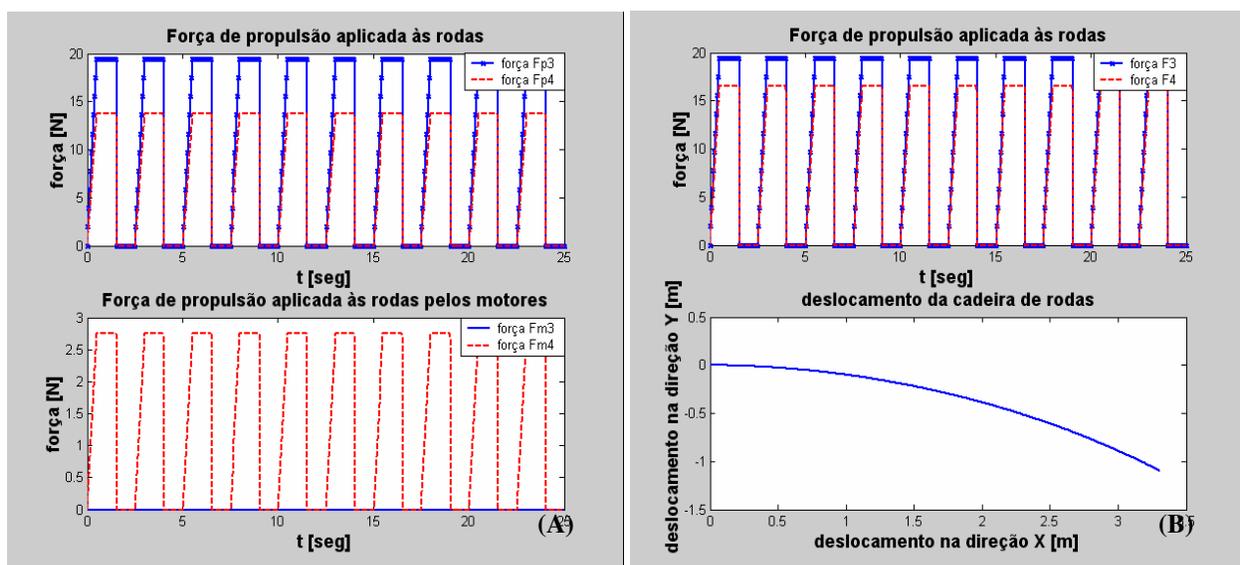


Figura A6.9– Comportamento da forças fornecidas pelo usuário e pelos motores (A) e deslocamento do sistema (B), com disparidade de 20% do lado esquerdo e -15% do lado direito

Isto também pode ser observado ao analisar-se o gráfico da Figura A6.9(B), onde o sistema atinge valores para o deslocamento na direção longitudinal (X) de 3,3m e na direção transversal (Y) de -1,1 m, valores que indicam uma menor alteração do curso do sistema se comparados com os obtidos na simulação da seção anterior.

Sistema de controle da disparidade sagital utilizando Lógica Fuzzy

Como já demonstrado na seção anterior o sistema fuzzy aplicado à somente uma variável de entrada atua de forma bastante similar ao controle de regras.

Deve-se observar que o sistema para controle da disparidade sagital possui somente uma entrada que é a diferença entre os valores de força nas rodas esquerda e direita do sistema, porém o sistema possui duas saídas (força nos motores direito e esquerdo), mas que são acionadas de forma excludente, ou seja, se os motores de um lado são acionados os do lado oposto não o são.

A primeira variável de controle que deve ser apresentada é o fator de diferença (*fator*), que é a diferença entre a força fornecida às rodas, ou seja, força fornecida ao sistema na roda esquerda e na roda direita, não importando se esta força é composta somente pela força de propulsão imposta pelo usuário ou se também possui a influência de algum tipo de controle para sistema de motorização servo-assistido. Sendo matematicamente definida como mostrado na (eq. A6.3):

$$fator = \frac{(fp3 + fm3) - (fp4 + fm4)}{\min((fp3 + fm3), (fp4 + fm4))} \quad (\text{eq. A6.3})$$

O resultado para a variável *fator* será um valor entre -1 e 1, ou seja, será <0 quando a força do lado direito, (Fp4 + Fm4), for maior que a força do lado esquerdo, (Fp3 + Fm3), e >0 quando ocorrer o inverso.

Será apresentada a seguir a tabela semântica, Tabela A6.1, para o sistema de controle via lógica nebulosa, observa-se que a tabela continua sendo uma representação bidimensional do

sistema de controle sendo preenchida somente quando existe regra (nebulosa) para a situação apresentada.

Diferentemente do ocorrido anteriormente, a tabela de regras apresenta duas saídas e, portanto é dividida em duas lógicas uma para o incremento de força do lado esquerdo e outra para o lado direito.

Tabela A6.1 – Representação da lógica de controle fuzzy para controle da disparidade sagital

		Saída: Força motor LE			
		Z	PP	MP	PP
Entrada: fator de diferença	NN			0,5	1
	MN			0,1	1
	PN		0,1	1	0,5
	ZN	0,1	1	0,5	
	Z	1			
	ZP				
	PP				
	PP				

		Saída: Força motor LD			
		Z	PP	MP	PP
Entrada: fator de diferença	NN				
	MN				
	PN				
	ZN				
	Z	1			
	ZP	0,1	1	0,5	
	PP		0,1	1	0,5
	PP			0,1	1

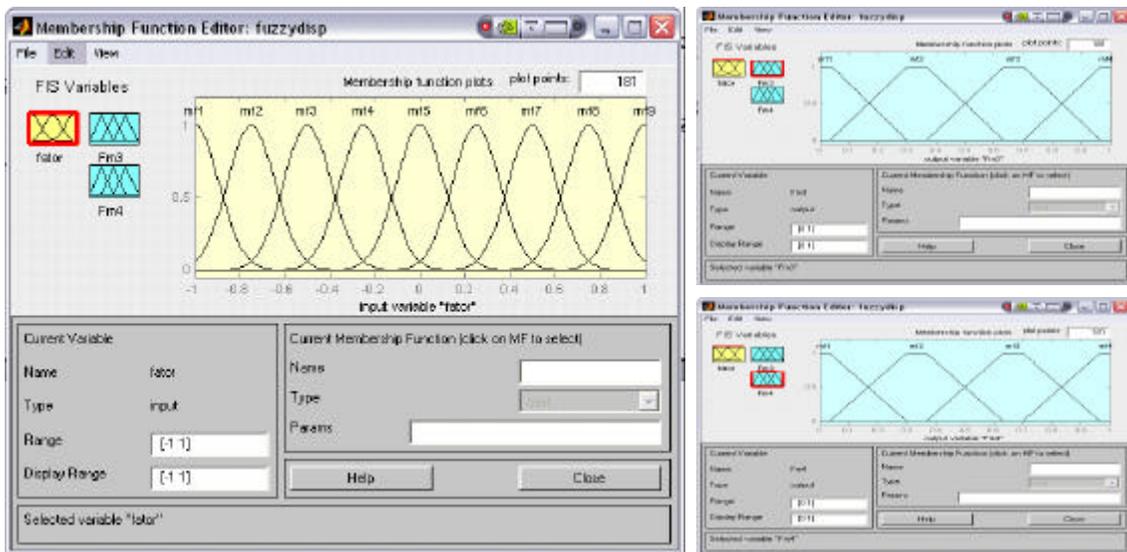


Figura A6.10– Representação das funções de fuzificação e desfuzificação para o sistema de controle de disparidade sagital

A variável de entrada foi discretizada em 9 níveis, utilizando para a variável de entrada, o fator de diferença (*fator*), e funções do tipo gaussianas e para as variáveis de saída, força fornecida pelos motores do lado esquerdo e direito, funções do tipo trapezoidais com discretização em 4 níveis, como mostrado na Figura A6.10.

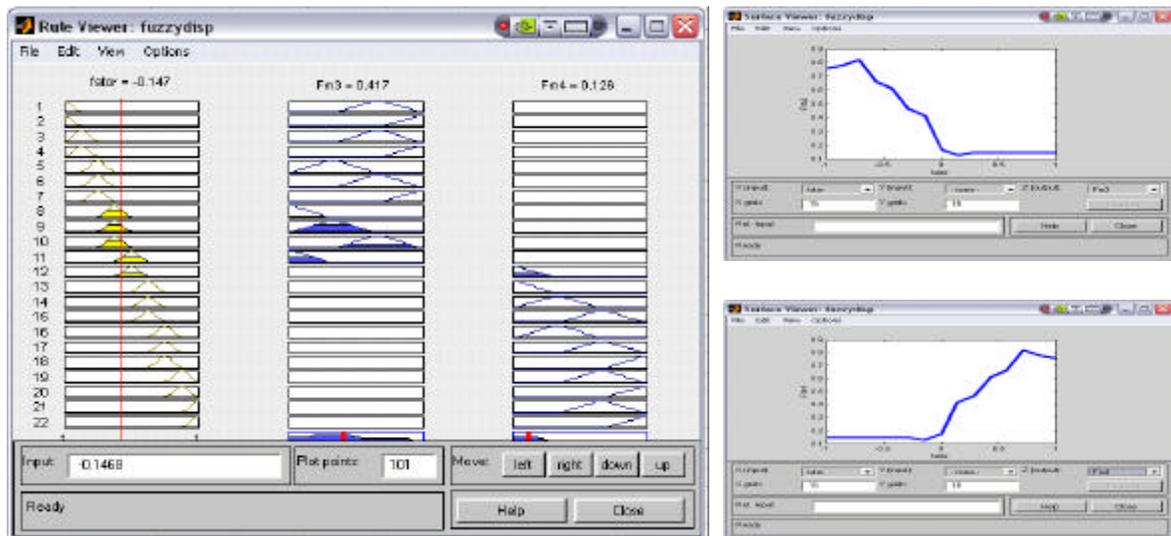


Figura A6.11- Representação gráfica das regras de controle e das superfícies de controle pertinente à Tabela A6.1

Outra representação do sistema de controle via lógica nebulosa (fuzzy) é apresentado na Figura A6.11, onde as regras de controle e as superfícies de controle são apresentadas de forma gráfica, novamente como o controle trabalha independentemente com o fornecimento de força para ambos os lados do sistema não se tem uma superfície mas sim uma curva, que poderia ser obtida também por um controle de regras, como já comentado.

A seguir será apresentado o resultado da simulação do sistema com disparidade sagital de 10% do lado esquerdo, ou seja, a força desta lado é 10% maior que a força do lado oposto, utilizando como sistema de controle a lógica descrita anteriormente.

Na Figura A6.12(A) é apresentado o comportamento das forças fornecidas aos motores quando a disparidade é corrigida com a lógica proposta pela Tabela A6.1, observa-se que diferentemente do ocorrido nos casos anteriores ambos os motores foram acionados durante toda a simulação, o que poderia ser bom para o deslocamento total do sistema.

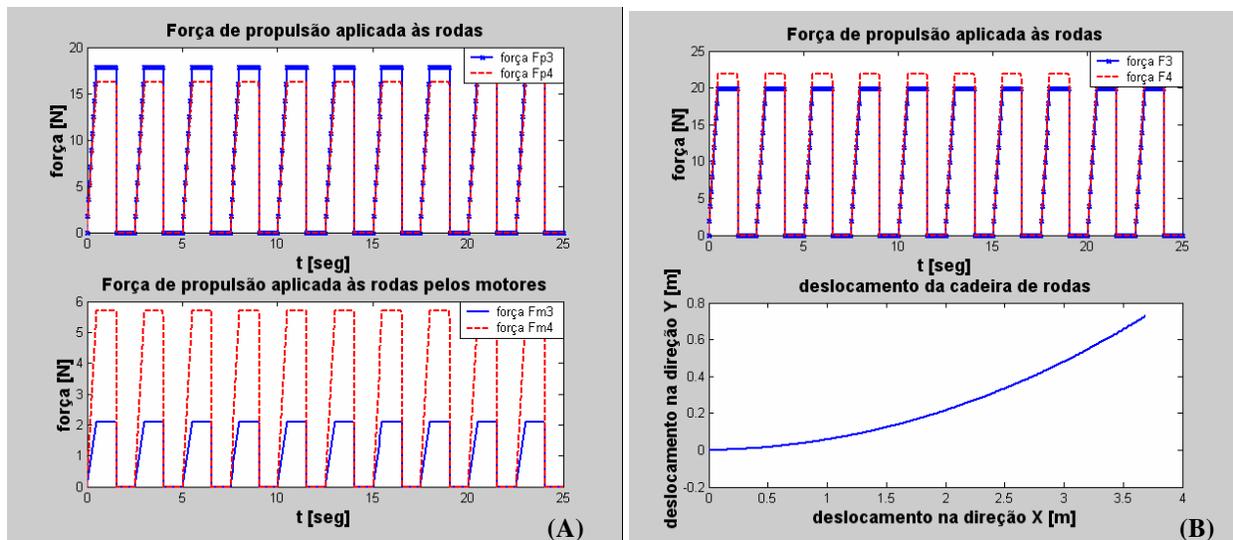


Figura A6.12– Comportamento da forças fornecidas pelo usuário e pelos motores (A) e deslocamento do sistema (B), com disparidade de 10%, para o sistema de controle com lógica Fuzzy

Porém observando-se a Figura A6.12(B), onde é mostrado tanto a força total fornecida às rodas quanto o deslocamento do sistema, pode-se concluir que a lógica não é eficiente na correção da disparidade sagital, uma vez que o sistema de controle, através da atuação sobre os motores, resulta numa inversão da disparidade sagital, observa-se que o usuário possui uma disparidade sagital de 10% do lado esquerdo e na força total aparece uma diferença do lado direito do sistema.

Devido a esta inversão, o sistema sofre um desvio de trajetória para o lado oposto do esperado, de modo que, pode-se concluir que a lógica proposta não é eficiente na correção da disparidade sagital do sistema, portanto devendo ser re-estudada.

Utilizando-se da mesma configuração proposta anteriormente optou-se pela mudança nas regras semânticas para a busca de uma lógica capaz de melhorar o desempenho desta proposta de controle. O novo sistema de regras é apresento na Tabela A6.2.

Pode-se observar comparando-se as tabelas Tabela A6.1 e Tabela A6.2 que o sistema tornou-se mais eficiente com um sistema de regras mais simples, novamente mostrando que para o caso do controle de um sistema simples, como uma cadeira de rodas, um sistema de controle

por regras já seria suficiente para um bom desempenho do sistema, não necessitando de sistemas complexos nem da implementação de um sistema de controle nebuloso.

Tabela A6.2– Representação da lógica de controle fuzzy para controle da disparidade sagital

		Saída: Força motor LE			
		Z	PP	MP	PP
Entrada: fator de diferença	NN				0,125
	MN			0,25	
	PN		0,5		
	ZN	1			
	Z	1			
	ZP				
	PP				
	PP				

		Saída: Força motor LD			
		Z	PP	MP	PP
Entrada: fator de diferença	NN				
	MN				
	PN				
	ZN				
	Z	1			
	ZP	1			
	PP		0,5		
	MP			0,25	
PP				0,125	

A seguir é apresentado, na Figura A6.13(A) a atuação do sistema de controle sobre os motores do sistema, novamente é observado que para a correção da disparidade sagital, quando se utiliza um sistema de lógica nebulosa, ambos os lados da cadeira têm seus motores acionados, porém numa razão proporcional à disparidade sagital.

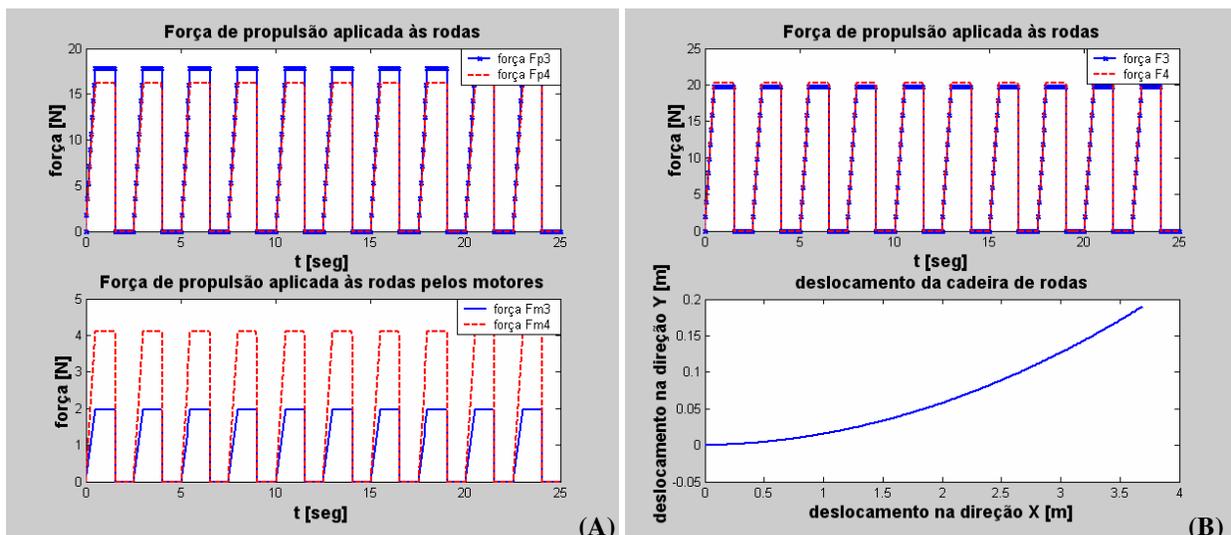


Figura A6.13– Comportamento da forças fornecidas pelo usuário e pelos motores (A) e deslocamento do sistema (B), com disparidade de 10%, para o sistema de controle com lógica Fuzzy alterada

Também se observa que para a disparidade de 10%, no caso da simulação referente à Figura A6.13 (B), o sistema obtém um desempenho bastante superior ao encontrado na lógica nebulosa proposta anteriormente. Para esta simulação o sistema atingiu deslocamento longitudinal de 3,7 m e transversal de 0,20 m.

Comparando-se os resultados apresentados na Figura A6.14, pode-se observar que o desempenho do sistema é inferior ao apresentado pelo mesmo com sistema de controle baseado em regras, indicando que um controle de lógica nebulosa necessita de uma maior experiência do programador e também um ajuste que deve ser realizado para cada paciente individualmente, o que torna sua aplicação bastante onerosa e trabalhosa, pois o acerto dos parâmetros não obedece a regras claras, necessitando de vários testes para sua otimização.

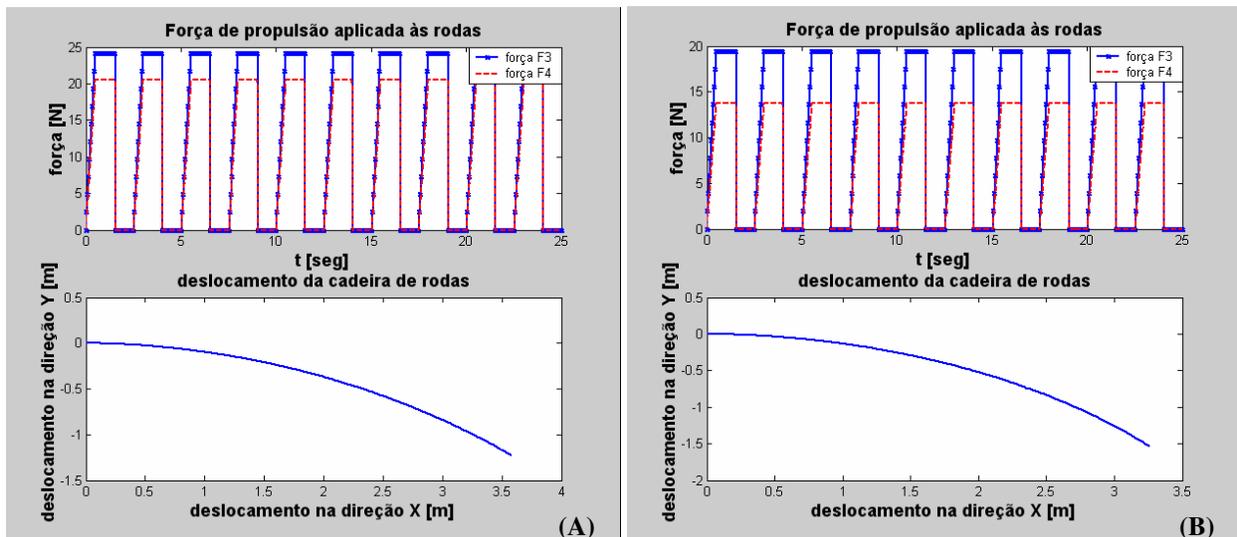


Figura A6.14 – Deslocamento do sistema (A) para uma disparidade de 30% lado esquerdo e (B) para uma disparidade de 20% do lado esquerdo e -15% do lado direito para o sistema de controle com lógica Fuzzy alterada

8 Referências Bibliográficas

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas. “*NBR 9050 – Acessibilidade de Pessoas Portadoras de Deficiência a Edificações, Espaço, Mobiliário e Equipamentos Urbanos*”, 56p., 1994

Achcar, J.A. “*Planejamento de experimentos em engenharia e indústria*”. ICMSC-USP. São Carlos. 1995. 251p.

Alves, João Bosco M.; “*Controle de Robô*” Cap.1. Introdução, p. 1-8, Cartgraf, 1988

Arcidiacono, Gabriele; Campatelli, Gianni; Citti, Paolo; “*Axiomatic Design for Six Sigma*” Proceedings of ICAD2002 Second International Conference on Axiomatic Design Cambridge, MA – June 10-11, 2002

Arva, Juliana; Fitzgerald, Shirley G.; Coope, Rory A.; Corfman, Thomas A.; Spaeth, Donald; Boninger, Michael L.; “*Physiologic Comparison of Yamaha JWII Power Assisted and Tradicional Manual Wheelchair Propulsion*” Proceedings of Resna 2000, p. 378-380 disponível em:http://www.wheelchairnet.org/WCN_WCU/SlideLectures/Other/ArvaMetabolic.pdf acessada: 22/07/02

Arva, Julianna, Cooper, Rory A., Spaeth, Donald A., Corfman, Thomas A., Fitzgerald, Shirley G., Boninger, Michael L.; “*User Power Reduction in Yamaha JWII Pushrim Activated Power Assisted Wheelchair*”, Proceedings of Resna 2000, p. 399-401

disponível em: http://www.wheelchairnet.org/WCN_WCU/SlideLectures/Other/ArvaPower.pdf
acessada em 22/07/02

Arva, Julianna; Fitzgerald, Shirley G; Cooper, Rory A.; Boninger, Michael L; “*Mechanical efficiency and user power requirement with a pushrim activated power assisted wheelchair*”, Medical Engineering & Physics v 23 (2001) p. 699-705.

Becker, Marcelo; “*Aplicação de Tecnologias Assistivas e Técnicas de Controle em Cadeira de Rodas Inteligentes*”, Dissertação de Doutorado, Universidade Estadual de Campinas, Campinas –S.P., 136p., 2000.

Becker, Marcelo; “*Estudos sobre Robôs de Locomoção: Formas Construtivas, Dirigibilidade e Controle*”, Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual de Campinas, Campinas –S.P., 137p., 1997.

Besnard, Denis; Cacitti, Lucile; “*Interface changes causing accidents. An empirical study of negative transfer*”, Int. J. Human-Computer Studies v 62 p.105–125, 2005

Bien, Zeungnam; Song, Won-Kyung “*Blend of soft computing techniques for effective human–machine interaction in service robotic systems*” Fuzzy Sets and Systems v 134 p. 5-25, 2003

Bobath, Karel et al.; “*A deficiência Motora em Pacientes com Paralisia Cerebral*” 1st ed. Manole Ltda, 1979 cap. 4 – Tipos de Paralisia Cerebral, p. 71-91.

Boiadzjiev, George; Stefanov, Dimiter; “*Powered wheelchair control based on the dynamical criteria of stability*”, Mechatronics v 12 p. 543 –562, 2002.

Boninger, Michael L.; Souza, Aaron L.; Cooper, Rory A.; Fitzgerald, Shirley G.; Koontz, Alicia M.; Fay, Brian T.; “*Propulsion Patterns and Pushrim Biomechanics in Manual Wheelchair Propulsion*”, Arch Phys Med Rehabil v 83, May 2002

Brooks, Rodney; “*Humanoid Robots*”, Communications of the ACM, March 2002 v 45 n 3

Browning, Drew R., Trimble, John, Song, Shin-Min, Priemer, Roland, Zhang, Chung-de; “*Legged Mobility a Wheelchair Alternative*” 12p. 1996

disponível em: <http://bucky.aa.uic.edu/DVL/drew/leggs.html> acessada em 28/04/00

Buckholtz, Kenneth R.; “*Use of Fuzzy Logic in Wheel Slip Assignment – Part II: Yaw Rate Control with Sideslip Angle Limitation*” SAE TECHNICAL PAPER SERIES - SAE 2002 World Congress Detroit, Michigan March 4-7, 2002 código: 2002-01-1220

Butler, Charlene; “*Effects of Powered Wheelchair Mobility on Self-Initiative Behaviour of Two- and Three Years Old Children with Neuromusculoskeletal Disorders*” 2nd International Conference on Rehabilitation Engineering, 1984

Butler, Charlene; “*Where is of rehabilitatoin placed in the world-wide trend towards evidence based helsth care?*” Asia Pacific Disability Rehabilitation Journal v 11 n 1 10p., 2000

disponível em: <http://www.dinf.ne.jp/doc/prdl/othr/apdrj/z13jo0500/z13jo0507.html>

acessada em 02/07/01

Canale, Antonio Carlos; “*Automobilística Dinâmica e Desempenho*” 10th ed., Livros Érica Editora Ltda. 1989, cap 02 – Estudo do Movimento de Rodas, p. 28-46.

Chang, Chiang-Nan; Lee, Tzong-Ting; “*Stability Analysis of Tree and Four Wheel Vehicles*” JSME International Journal Serie III, v 33 n 4 1990

Chung, Jinpyung; Suh, Nam P; “*Computer Aided Geometric Topology and Shape Design within Axiomatic Design Framework*” Proceedings of ICAD2002 Second International Conference on Axiomatic Design Cambridge, MA – June 10-11, 2002

Collins, Jeff D.; Boninger, Michael L.; Koontz, Alicia M.; Cooper, Rory A.; Songfeng, Guo; “*Visual Frequency Feedback and its Effect on Wheelchair Propulsion Kinetics*” Proceedings of Resna 2000, 2000

Cooper, Rory A.; Boninger, Michael L; “*Heavy Handed Repetitive Strain Injury Among Manual Wheelchair User*” Teamrehab Report, p 35-28, February 1998
disponível em: www.wheelchairnet.org/ProdServ/Docs/TeamRehab/RR_98/9802art4.PDF
acessada em 28/04/00

Cooper, Rory A.; Wolf, Erik; Fitzgerald, Shirley G.; Boninger, Michael L.; Ulerich, Rhys; Ammer, William A.; “*Seat and Footrest Shocks and Vibrations in Manual Wheelchairs With and Without Suspension*” Arch Phys Med Rehabil v 84, January 2003

Cooper, Rory; Boninger, Michael L.; “*Walking on Hands*” PN/Paraplegia News March 1999
disponível em: www.pn-magazine.com/on/articles/hands.html acessada em 20/09/01

Dallmeijer, A. J., et al; “*Anaerobic power output and propulsion technique in spinal cord injured during wheelchair ergometry*”, Journal of Rehabilitation Research and Development, v 1 n 2, p 120-128, 1994

Dario, Paolo; Guglielmelli, Eugenio; Genovese, Vincenzo; Toro, Maurizio; “*Robot assistants: Applications and evolution*” Robotics and Autonomous Systems v 18 p. 225-234, 1996

de Groot S.; Veeger, H.E.J.; Hollander, A.P.; van der Woude, L.H.V.; “*Short-term adaptations in co-ordination during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion*” Journal of Electromyography and Kinesiology v 13 p. 217-228, 2003

- de Groot, S.; Veeger, H.E.J.; Hollander, A.P.; van der Woude, L.H.V.; “*Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency*” *Clinical Biomechanics* v 17 p. 219-226, 2002
- de Vries, Theo J.A.; van Heteren, Corwin and Huttenhuis, Louis; “*Modeling and Control of a Fast Moving, Highly Maneuverable Wheelchair*” *Proceedings of the International Biomechatronics workshop*, p. 110-115, 19-21 April 1999
- Di Marco, Allie; Russell, Mary; Masters, Margot; “*Standards for wheelchair prescription*” *Australian Occupational Therapy Journal* v 50, p.30-39, 2003
- Diament, Aron & Cypel Saul “*Neurologia Infantil*” Cap 52 – Paralisia Cerebral ed. Atheneu 3ª edição, 1996
- Driessen, B. J. F.; Evers, H. G.; Woerden, J. A. v.; “*Technical Note: MANUS - a wheelchair-mounted rehabilitation robot*” *Proceedings of the I MECH E Part H Journal of Engineering in Medicine*, v 215 n 3 May 2001
- Durán, Fabio Salinas; Lugo, Luz; Ramírez, Lina; Eusse, Edgar; “*Effects of an Exercise Program on the Rehabilitation of Patients With Spinal Cord Injury*” *Arch Phys Med Rehabil* v 82, October 2001
- Dvorznak, Michael J.; Cooper, Rory A.; O’Connor, Thomas J.; Boninger, Michael L.; Fitzgerald, Shirley G.; “*Kinematics comparison of Hybrid II test dummy to wheelchair user*”, *Medical Engineering & Physics* v 23 p. 239-247, 2001
- Faria, Gedson & Romero, Roseli A. Francelin; “*Navegação de Robôs Móveis Utilizando Aprendizado por Reforço e Lógica Fuzzy*” *Revista Controle & Automação* v 13 n 3, Set. Out. Nov. e Dez. 2002

Farrell, P. S. E.; Hollands, J. G. M.; Taylor, M.; Gamble, H. D.; “*Perceptual control and layered protocols in interface design: I. Fundamental concepts*” Int. J. Human-Computer Studies v 50 p. 489-520, 1999

Ferreira, Aurélio Buarque de Holanda et al., “*Minidicionário da Língua Portuguesa*” 1ª. Edição, editora Nova Fronteira, 1985.

Fitzgerald, Shirley G.; Cooper, Rory A.; Boninger, Michael L.; Rentschler, Andrew J.; “*Comparison of Fatigue Life for 3 Types of Manual Wheelchairs*” Arch Phys Med Rehabil v 82, October 2001

Flynn, Anita M.; Brooks, Rodney A.; e Tavrow, Lee S.; “*Twilight Zones and Cornerstones: A Gnat Robot Double Feature*” Julho de 1989,
disponível em: <http://www.ai.mit.edu/research/publications/browse/1100browse.shtml>
acessada em: 28/04/00

Franz, A. Sandi L.; Hemerly, Elder M. e Lages, Walter F.; “*Sistema para Navegação e Guiagem de Robôs Móveis Autônomos*” SBA Controle & Automação v 9 n 3 / Set., Out., Nov. e Dezembro de 1998

Fu, K.S.; Gonzalez, R.C.; Lee, C.S.G. “*Robotics, Control, Sensing, Vision and Intelligence*” cap1. p. 1-10, McGraw-Hill Book Company, 1987.

Gillespie, Thomas D.; “*Fundamentals of Vehicle Dynamics*” 6th ed. Warrendale: Society of Automotive Engineers, Inc., 495 p., 1992

Goosey-Tolfrey, Victoria L.; Fowler, Neil E.; Campbell, Ian G.; Iwnicki, Simon D.; “*A kinetic analysis of trained wheelchair racers during two speeds of propulsion*” Medical Engineering & Physics v 23 p. 259-266, 2001

- Grassi Jr., Valdir; “*Sistema de visão omidirecional aplicado a robôs móveis*”, dissertação de mestrado, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo – USP, 2002
- Guo, Lan-Yuen; Su, Fong-Chin; Wu, Hong-Wen; An, Kai-Nan “*Mechanical energy and power on of the upper extremity in manual wheelchair propulsion*” *Clinical Biomechanics* v 18 p. 106-114, 2003
- Hall, Susan J., *Biomecânica Básica*, 3ª Ed., Editora Guanabara Koogan S.A., 1995, Apêndice D – Parâmetros Antropométricos para o Corpo Humano, p. 398-399
- Hastings, Jennifer D.; Fanucchi, Elaine Rogers; Burns, Stephen P.; “*Wheelchair Configuration and Postural Alignment in Persons With Spinal Cord Injury*” *Arch Phys Med Rehabil* v 84 p. 528-534, April 2003
- Helander, Martin G.; Lin, Li; “*Anthropometric Design of Workstations*” Proceedings of ICAD2000 First International Conference on Axiomatic Design Cambridge, MA – June 21 -23, 2000
- Honda Corporation – “*Robôs ASIMO*” disponível no site: <http://world.honda.com/ASIMO/> acessado em 06/10/2003
- Hughes, C. J. et al.; “*Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user -to-chair interface*”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v 73 n 3 p. 263-269, 1992
- Huston, J.C. et al.; “*Tree Wheeled Vehicle Dynamics*”, *SAE Transaction*, v 91 Paper nro. 820139, p. 591-604, 1982
- Hwang, Chi-Pan; Ho, Cheng-Seen; “*A knowledge-based Task-level Programming and Execution Environment for Robot*” *Robots & Computing-Integrated Manufacturing* v 12 n 4 p. 329-351, 1996.

Iida, Itiro “*Ergonomia Projeto e Produção*” 6th ed., Editora Edgard Blücher LTDA. 1990, cap 06 – Antropometria: Medidas, p. 101-129.

Jácomo, Justo Emílio Alvarez; “*Desenvolvimento de um Robô Autônomo Móvel Versátil utilizando Arquitetura Subsumption*” dissertação de mestrado, orientação: Pablo Siqueira Meirelles, Faculdade de Engenharia Mecânica – UNICAMP – Campinas – Agosto de 2001.

Jang, Beom-Seon; Yang, Young-Soon; Song, Yu-Suk; Yeun, Yun-Seog; Do, Sung-Hee; “*Axiomatic design approach for marine design problems*” Marine Structures v 15 p. 35-56, 2002

Johannsen, G.; “*Conceptual Design of Multi-Human Machine Interface*”, Control Eng. Practice, v 5 n 3 p. 349-361, 1997

Johannsen, G.; “*Knowledge-Based Design of Human-Machine Interfaces*”, Control Eng. Practice, v 3 n 2 p. 267-273, 1995

Kar, A. Kerim; Martim, H. Ergi; “*An Axiomatic Design Approach to One-DOF Vehicle Suspension Systems*” Proceedings of ICAD2000 First International Conference on Axiomatic Design Cambridge, MA – June 21-23, 2000

Kimura, Tomoyuki; Hamanura, Yoshifumi; Takata, Hiroshi; Fujisawa, Katsuji; “*Analysis of steering shimmy accompanied by sprung mass vibration on light duty truck – Fundamental mechanism*” JSAE Review v.17 p. 301-306, 1996

Koontz, Alicia M.; Cooper, Rory A.; Boninger, Michael L.; Fay, Brian T.; Baldwin, Mark A.; “*Shoulder joint Forces and Moments During Two Speeds of Wheelchair Propulsion*” Proceeding of Resna 2000, 2000

Kotani, Shinji; Mori, Hideo; Kiyohiro, Noriaki; “*Development of the robotic travel aid "HITOMI"*” Robotics and Autonomous System v 17 p. 119-128, 1996

Kulig, Kornelia; Newsam, Craig J.; Mulroy, Sara J.; Rao, Sreesha; Gronley, Joane K.; Bontrager, Ernest L.; Perry, Jacquelin; *“The effect of level of spinal cord injury on shoulder joint kinetics during manual wheelchair propulsion”* Clinical Biomechanical v 16 p. 744-751, 2001

Kuno, Yoshinori and Nakamura, Akio; *“Robotic Wheelchair Looking at All People”* Proceeding of CHI 2003, Ft. Lauderdale, Florida, USA., April 5-10, 2003

Kuno, Yoshinori; Ishiyama, Tomoyuki; Nakanishi, Satoru and Shirai, Yoshiaki, *“Combining Observations of Intentional and Unintentional Behaviors for Human-Computer Interaction”*, Proceeding of CHI 99, 15-20 MAY 1999

Lages, W. F.; Henriques, R. V. B.; Bracarense, A. Q.; *“Arquitetura Aberta para Retrofitting de Robôs”* Manet Notes Workshop, Bragança Paulista, SP, 2003

Lombardi Jr., Arley de Barros; Dedini, Franco Giuseppe; *“STABILITY AND DYNAMICAL BEHAVIOR STUDY OF A WHEELCHAIR”* Proceedings of Congresso SAE 2004 de 16 à 18 de Novembro de 2004– São Paulo (SP)

Lombardi Jr., Arley de Barros; Dedini, Franco Giuseppe; *“Influences of a Servo-Assisted Motorization over the dynamic behavior of wheelchair”* Proceedings of XI International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics (XI Diname 2005) de 28/02/05 à 04/03/05 Ouro Preto – (M.G.)

Lombardi Jr., Arley de Barros; Dedini, Franco Giuseppe; *“Determination of wheelchair stability for development and control”* Proceedings of Congresso Nacional de Engenharia Mecânica (CONEM 2004) de 9 à 13 de Agosto de 2004– Belém (Pa)

Lombardi Jr., Arley de Barros; Dedini, Franco Giuseppe; *“Internal Forces of Upper Extremities Body Determination During Standard Wheelchair Propulsion”* Proceedings of Congresso

Latino-Americano de Órgãos Artificiais e Biomaterias (COLAOB 2004) de 27 à 30 de Julho de 2004 – Campinas (S.P.)

Lombardi Jr., Arley de Barros; Dedini, Franco Giuseppe; “*Modelling and control of a servo-assisted wheelchair*” Proceedings of Congresso Latino-Americano de Órgãos Artificiais e Biomaterias (COLAOB 2001) 07, 08 e 09 Dezembro de 2001 – Belo Horizonte (M.G.)

Lombardi Junior, Arley de Barros; “*Desenvolvimento e Modelagem de uma Cadeira de Rodas Servo-Assistida para Crianças*” Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual de Campinas, 27 de Agosto de 2002, 200p.

Lowndes, Erik M.; “*Development of an Intermediate DOF Vehicle Dynamics Model for Optimal Design Studies*” Tese de doutorado Faculty of North Carolina State University, 1998

Mann, Darrell; “*Axiomatic Design And TRIZ: Compatibilities and Contradictions*” Proceedings of ICAD2000 First International Conference on Axiomatic Design Cambridge, MA – June 21-23, 2000 TRIZ Journal 06 de 1999

disponível em: <http://www.triz-journal.com/archives/1999/06/a/>

Mann, G.K.I. e Gosine, R.G.; “*Adaptive hierarchical tuning of fuzzy controllers*” Exper Systems, v 19 n 1, February 2002

May, Laura A.; Butt, Carla; Minor, Linda; Kolbinson, Karen; Tulloch, Kathy; “*Measurement Reliability of Functional Tasks for Persons Who Self-Propel a Manual Wheelchair*” Arch Phys Med Rehabil v 84, April 2003

Mazo, M.; García, J.C.; Rodríguez, F.J.; Ureña, J.; Lázaro, J.L.; Espinosa, Felipe; “*Integral system for assisted mobility*” Information Sciences v 129 p. 1-15, 2000

McCann, Roy; “*Variable Effort Steering for Vehicle Stability Enhancement Using an Electric Power Steering System*” SAE TECHNICAL PAPER SERIES - SAE 2000 World Congress Detroit, Michigan March 6 – 9, 2000, código 2000-01-0817

Medeiros Jr, Roberto de; Cardoso, Adilson J.; Medeiros, Carlos W.; de Oliveira, Kelcio C.; Garcia Jr, Miguel; de Souza, Nelson; de Souza, Neri M.; “*Uma Abordagem de Controle para Braço Robótico Inteligente*” CTAI Revista de Automação e Tecnologia da Informação v 1 n 2 Julho/ Dezembro 2002.

disponível em: http://www.ctai.senai.br/divulgacao_artigos.htm

Melvin, Jason; Suh, Nam P; “*Beyond the Hierarchy: System-Wide Rearrangement as a Tool to Eliminate Iteration*” Proceedings of ICAD2002 Second International Conference on Axiomatic Design Cambridge, MA – June 10-11, 2002

Milliken, William F.; Milliken, Douglas L. “*Race Car Vehicle Dynamics*” 5th ed. Warrendale: Society of Automotive Engineers, Inc., 1995. 890 p.

Nasa - National Aeronautic and Space Administration – “*Astrobiology Institute*” (NAI) disponível no site: <http://nai.arc.nasa.gov> acessado em 06/10/2003

Nguema, M. Beka Be; Kolski, C.; Malvache, N.; Waroux, D.; “*Design of a human-error-tolerant interface using fuzzy logic*”, Engineering Applications of Artificial Intelligence v 13 279-292, 2000

O’Connor, Thomas J.; Fitzgerald, Shirley G.; Cooper, Rory A.; Thorman, Tricia A.; Boninger, Michael L. “*Does computer game play aid in motivation of exercise and increase metabolic activity during wheelchair ergometry?*” Medical Engineering & Physics v 23 p. 267-273, 2001

Orth, A.; “*Desenvolvimento de um sistema de visão para medir o desgaste de flanco de ferramentas de corte*” Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Santa Catarina, 2001

Paulsson, Karin; Christofferoen, Maria; “*Psychosocial Aspects on Technical Aids – How does Independent Mobility Affect the Psychosocial and Intellectual Development of Children with Physical Disabilities?*” Proceeding of the 2nd International Conference on Rehabilitation Engineering, Ottawa p. 282-286, 1984

Pazos, F. “*Automação de Sistemas e Robótica*” Editora Axcel, 2002.

Prassler, E.; Scholz, J.; Fiorini, P.; “*Navigating a Robotic Wheelchair in a Railway Station during Rush Hour*” The international journal of Robotics Research v 18 n 7 p. 711-727, July 1999

Rajamani, R.; Shladover, S.E.; “*An experimental comparative study of autonomous and cooperative vehicle-follower control systems*” Transportation Research Part C v 9 p. 15-31, 2001

Reay, D.A.; “*The history of Man-Powered Flight*”, cap.5 “Pre-War Germany - the “Muskelflug Institut” and Haessler’s Mulfi aircraft” p.83-106, Pergamon Press, 1977

Robertson, R.N. et al.; “*Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion*”, Arch. Phys. Med. Rehabil. v 77, n 9, p. 856-864, 1996

Ross, Tracy & Burnett, Gary, “*Evaluating the human}machine interface to vehicle navigation systems as an example of ubiquitous computing*”; Int. J. Human-Computer Studies v 55 p. 661-674, 2001.

Rottava da Silva, Luciano; “*Análise e Programação de Robôs Móveis Autônomos da Plataforma EYEBOT*”, dissertação de mestrado, Universidade Federal de Santa Catarina, março de 2003.

Rozendaal, L.A.; Veeger, H.E.J.; van der Woude, L.H.V.; “*The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect*” *Journal of Biomechanics* v 36 p. 239-247, 2003

Rozendaal, Leonard A.; Veeger, DirkJan (H.E.J.); “*Force direction in manual wheel chair propulsion: balance between effect and cost*” *Clinical Biomechanics* v 15 Supplement n. 1 S39 - S41, 2000

Sabick, Michelle B.; Kai-Nan, An; “*A New Method to Quantify Demand on the Upper Extremity in Manual Wheelchair Propulsion*”, 23rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, University of Pittsburgh October 21-23, 1999

Sahlin, Michael; “*A Systematic Approach for Decision Making in a Concurrent Engineering Environment*” *Proceedings of ICAD2000 First International Conference on Axiomatic Design* Cambridge, MA – June 21-23, 2000

Sanchis, Araceli; Isasi, Pedro; Molina, Jose M.; and Segovia, J.; “*Applying classifier systems to learn the reactions in mobile robots*” *International Journal of Systems Science*, v 32, n2, p. 237-258, 2001

Santos, Carmen L. R. & Sichman, Jaime Simão; “*Significado e Representação de Organizações em Sistemas Multi-Agentes: Uma Análise Preliminar*” In: *Anais do 1o. Encontro Nacional de Inteligência Artificial (ENIA'97)* Brasília, Agosto 1997

Scatena, Jean Miler; “*Implementação de Mapas Topológicos para Navegação de Robôs Móveis baseadas em Computação Reconfigurável*” dissertação de mestrado, Universidade Estadual

de São Paulo, USP – São Carlos, Instituto de Ciências Matemáticas e Computação, janeiro de 2003.

Schiaffino, Susan; Laux, Janice; “*Prerequisite Skills for the Psychosocial Impact of Powered Wheelchair Mobility o Young Children with Severe Handicaps, Development Disabilities*” (Special interest section newsletter), The American Ocupacional Theraoy Association v 9 n 2, June 1986

Schmajuk, N.A.; Szymanski, W.A.; Weaver, E. Axelrad; “*Adaptive communication in animals and robots*” Signal Processing v 74 p. 71-87, 1999

Shaw, Ian S.; Simões, Marcelo Godoy; “*Controle e Modelagem Fuzzy*” Editora Edgar Blücher LTDA, 2001

Shen, Wei-Min; Lu, Yimin; Will, Peter; “*Hormone-Based Control for Self-Reconfigurable Robots*” Proceedings of Agents 2000 Barcelona Spain, 2000

Silveira, Z. C.; Cavalca, K.L. “*A methodology based on robust design and optimization statistics for fitting parameters in mechanical systems*”. Proceedings 11th World Congress in Mechanism and Machine Science. Tianjin, China, April 2004.

Skjerve, Ann Britt Miberg; Skraaning Jr., Gyrd; “*The quality of human-automation cooperation in human-system interface for nuclear power plants*” Int. J. Human-Computer Studies v 61 p. 649-677, 2004

Soderborg, Nathan R.; Crawley, Edward F.; Dori, Dov; “*System Definition for Axiomatic Design Aided by Obejct-Process Methodology*” Proceedings of ICAD2002 Second International Conference on Axiomatic Design Cambridge, MA – June 10 & 11, 2002

Souza, Aaron L.; Boninger Michael L.; Koontz, Alicia M.; Fay, Brain T.; Cooper, Rory A.; “*A Kinetic Analysis of Propulsion Patterns in Manual Wheelchair Users*” Proceedings of Resna 2000, 2000

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

Sozo, Valdeon; Forcellini, Fernando; Ogliari, André “*Axiomatic Approach Application During the Product Conceptual Design Phase*” International Conference “MECHANIKA 2001”. Kaunas, Lithuania. April, 2001. p. 267-272.

Stein, R.B.; Roetenberg, D.; Chong, S.L.; James, K.B.; “*A wheelchair modified for leg propulsion using voluntary activity or electrical stimulation*” Medical Engineering & Physics v 25 p.11-19, 2003

Stoy, K.; Shen,W.-M.; Will, P.; “*How to Make a Self-Reconfigurable Robot Run*” Proceedings of AAMAS’02 July 15-19, 2002, Bologna, Italy.

Summala, Heikki “*Automatization, automation and modeling of driver’s behavior*” Recherche Transports Sécurité n 66, Jan – Mar 2000

Tate, D.; Nordlund, M.; “*A Design Process Roadmap as a General Tool for Structuring and Supporting Design Activities*” Proceedings of the Second World Conference on Integrated Design and Process Technology (IDPT), Society for Design and Process Science, Austin, TX, v 3 p. 97-104, Dec. 1-4, 1996.

Timmermans, Patric; Szakal, Laszlo; “*A comparative experiment of control architectures*” Computers in Industry v 28 p. 185-193, 1996

Trewn, Jayant; Yang, Kai; “*A Treatise on System Reliability and Design Complexity*”
Proceedings of ICAD2000 First International Conference on Axiomatic Design Cambridge,
MA – June 21-23, 2000

Van der Helm, F.C.T.; Veeger, H.E.L.; “*Quasi-Static Analysis of Muscle Forces in the Shoulder Mechanism During Wheelchair Propulsion*”, *Journal of Biomechanic* v 29 n 1 p.39-52, 1996

van der Vyver, J.-J.; Christen, M.; Stoop, N; Ott, T.; Steeb, W.-H.; Stoop, R.; “Towards genuine machine autonomy” *Robotics and Autonomous Systems* v 46 p.151-157, 2004

van der Woude, L.H.V.; Formanoy, M.; Groot, S. de; “*Hand rim configuration: effects on physical strain and technique in unimpaired subjects?*” *Medical Engineering & Physics* v 25 p. 765-774, November, 2003

van der Woude, L.H.V.; Veeger, H.E.J.; Dallmeijer, A.J.; Janssen, T.W.J.; Rozendaal, L.A. “*Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion*” *Medical Engineering & Physics* v 23 p. 713-733, 2001

Vassallo, Raquel Frizera; “*Uma Estratégia de Navegação para Robôs Móveis em Ambientes Interiores*”, dissertação de mestrado, Engenharia Elétrica – Automação, Universidade Federal do Espírito Santo, dezembro de 1998.

Veeger, H.E.J.; Rozendaal, L.A.; van der Helm, F.C.T.; “*Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion*” *Clinical Biomechanics* v 17 p.211-218, 2002

Veloso, Manuela M.; “*Entertainment Robots*” *Communications of the ACM* v 45 n 3, March 2002

Verburg, G.; Snell, E.; Pilkington, M.; Milner M.; “*Effects of Powered Mobility on Young Handicapped Children and Their Families*” Proceeding of the 2nd International Conference on Rehabilitation Engineering, Ottawa p. 172-177, 1984

Vincent, Régis; Horling, Bryan; Lesser, Victor; Wagner, Thomas; “*Implementing Soft Real-Time Agent Control*” Proceedings of AGENTS’01, , Montreal, Quebec, Canadá, May 28-June 1, 2001

Webster, Jeffrey S.; McFarland, Pamela T.; Rapport, Lisa J.; Morrill, Belinda; Roades, Laurie A.; Abadee, Payandeh S.; “*Computer-Assisted Training for Improving Wheelchair Mobility in Unilateral Neglect Patients*” Arch Phys Med Rehabil v 82, June 2001

Wei, Shun-hwa; Huang, Shaw-Li; Jiang, Chuan-Jiang; Chiu, Jong-Chi; “*Wrist kinematics characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain*” Clinical Biomechanics v 18 S46-S52, 2003

Werger, Barry Brian “*Cooperation without deliberation: A minimal behavior-based approach to multi-robot teams*” Artificial Intelligence v 110 p. 293-320, 1999.

Werneman, Annika; Kjellberg, Ann; “*Application of Axiomatic Design in Operational Development*” Proceedings of ICAD2000 First International Conference on Axiomatic Design Cambridge, MA – June 21-23, 2000

WONG, Jo Yung. “*Theory of Ground Vehicles*”. 3rd ed. New York: John Wiley & Sons, Inc., 2001. 528 p.

Yamaguchi, Hiroaki “*A distributed motion coordination strategy for multiple nonholonomic mobile robots in cooperative hunting operations*” Robotics and Autonomous Systems v 43 p. 257-282, 2003.

Yang, Kai e Zhang, Hongwei; “*A Comparison of TRIZ and Axiomatic Design*” Proceedings of ICAD2000 First International Conference on Axiomatic Design Cambridge, MA – June 21-23, TRIZ Journal 08 de 2000

disponível em: <http://www.triz-journal.com/archives/2000/08/d/>

Yavin, Y. “Modelling and Control of the Motion of a Trolley: Effect of Motor Dynamics on the Dynamical Model” *Mathematical and Computer Modelling* v 30 p. 141-146, 1999

Yavin, Y. “Modelling and Control of the Motion of a Trolley Moving on a Plane with a Time-Dependent Inclination” *Mathematical and Computer Modelling* v 38 p. 611-621, 2003

Zaatri, A. & Oussalah, M.; “*Integration and design of multi-modal interfaces for supervisory control systems*” *Information Fusion* v. 4 p.135-150, 2003

Zhou, J.X.; Zhang, L.; “*Incremental harmonic balance method for predicting amplitudes of a multi-d.o.f. non-linear wheel shimmy system with combined Coulomb and quadratic damping*” *Journal of Sound and Vibration* v. 279 p.403-416, 2005