



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

ANDERSON ROSS BIAZETO

**CONTROLADORES DE MOVIMENTO DA ARTICULAÇÃO
DO JOELHO DE PARAPLÉGICO COM PI, PID E *FUZZY*
TAKAGI-SUGENO**

Londrina
2015

ANDERSON ROSS BIAZETO

**CONTROLADORES DE MOVIMENTO DA ARTICULAÇÃO
DO JOELHO DE PARAPLÉGICO COM PI, PID E *FUZZY*
TAKAGI-SUGENO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Londrina como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Sistemas Eletrônicos
Especialidade: Controle & Automação

Orientador: Prof. Dr. Ruberlei Gaino

Coorientador: Prof. Dr. Márcio Roberto Covacic

Londrina
2015

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

Biazeto, Anderson Ross.

CONTROLADORES DE MOVIMENTO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DE PARAPLÉGICO COM PI, PID E FUZZY TAKAGI-SUGENO / Anderson Ross Biaseto. - Londrina, 2015.
188 f. : il.

Orientador: Ruberlei Gaino.

Coorientador: Márcio Roberto Covacic.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Tecnologia e Urbanismo, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2015.

Inclui bibliografia.

1. Fuzzy Takagi-Sugeno - Teses. 2. Estimulação Elétrica Funcional - Teses. 3. Controle Adaptativo Indireto - Teses. 4. Paraplegia - Teses. I. Gaino, Ruberlei. II. Roberto Covacic, Márcio. III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Tecnologia e Urbanismo. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

ANDERSON ROSS BIAZETO

**CONTROLADORES DE MOVIMENTO DA ARTICULAÇÃO
DO JOELHO DE PARAPLÉGICO COM PI, PID E *FUZZY*
TAKAGI-SUGENO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós
Graduação em Engenharia Elétrica da
Universidade Estadual de Londrina como parte
dos requisitos para a obtenção do título de Mestre
em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Sistemas Eletrônicos
Especialidade: Controle & Automação

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Ruberlei Gaino
Depto. de Engenharia Elétrica
Orientador

Prof. Dr. Leandro Ricardo Altimari
Depto. de Educação Física
Universidade Estadual de Londrina

Prof. Dr. Luiz Francisco Sanches Buzachero
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR

Londrina, Novembro de 2015.

"Gigantes são os mestres nos ombros dos quais eu me elevei"

Isaac Newton

"A persistência é o menor caminho do êxito"

Charles Chaplin

"Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de água no mar. Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota"

Madre Teresa de Calcuta

Dedicatória

Dedico este trabalho a Deus e a todos que contribuíram para meu crescimento acadêmico e profissional.

Agradecimentos

Agradeço em primeiro lugar a Deus, a quem não poderia deixar de agradecer, porque sempre está ao meu lado, guiando meus passos para que eu não tropece em pedra alguma, e que em alguns momentos me levou nos braços.

Em segundo lugar, teço a seguir alguns agradecimentos nominais a todos que foram essenciais para a conclusão deste mestrado.

Ao meu orientador Ruberlei Gaino, não só pela constante orientação neste trabalho, mas, sobretudo pela sua amizade, desenvolvida desde a orientação de TCC. Obrigado por sua compreensão em algumas situações adversas nesta caminhada e também se mantendo firme na condução do laboratório, não deixando que os diversos percalços do ano passado viessem a atrapalhar nossos trabalhos e seus nobres ideais. Por último, me sinto honrado por ter trabalhado ao seu lado, nesta pesquisa de fundamental relevância para a comunidade, implementando o desenvolvimento teórico e resultados dos controladores com modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno, de sua tese de doutorado, defendida em junho de 2009.

Ao professor Doutor Márcio Roberto Covacic, meu coorientador, pela orientação e compartilhamento de uma pequena parcela de seu vasto conhecimento, principalmente na área de controle avançado.

Ao caro colega Mário Diniz, por sua incansável disponibilidade e prontidão para realização dos testes, além das lições de vida e injeções de ânimos a cada encontro.

Aos colegas de laboratório que tiveram paciência e companheirismo ao longo destes anos, ajudando-nos mutuamente para o crescimento de todos, especialmente ao colega Msc. Edno Gentilho Junior, por seu comprometimento e empenho na montagem da cadeira ergonômica e do eletroestimulador.

Agradeço à minha esposa, Pollyana, que me incentivou em cada instante desta caminhada, e que sem ela essa conquista não seria possível. Agradeço a compreensão de todas as vezes que tive de me ausentar de casa para realizar a pesquisa em Londrina. Por cuidar bem de nosso filho, me deixando tranquilo para me dedicar ao trabalho.

Agradeço ao meu filho, Pedro Henrique, pelos sorrisos e beijos na minha chegada, me ensinando tanto com tão pouco.

Aos meus pais, Antonio e Angela, que sempre me estenderam as mãos, apoiando incondicionalmente meus projetos e meus estudos, proporcionando sempre condições para que eu pudesse crescer em todos os sentidos.

Agradeço também aos meus chefes da UFGD, Prof.º Msc. Gerson, Andrey e Fernando, pela compreensão e liberação nos dias em que precisei me ausentar para formulação da pesquisa. Estendo meus agradecimentos aos colegas da COPLAN.

Agradeço os meus colegas do SENAI – Londrina, dos quais tive o prazer de trabalhar juntos, que colaboraram pontualmente no mestrado.

Agradeço também aos engenheiros colaboradores da UNESP – Campus Ilha Solteira, em especial o Prof.º Dr.º Aparecido Carvalho, Dr.º Marcelo A. A. Sanches e Msc. Renan Kozan pela pesquisa e o material desenvolvido os quais serviram de base para a aplicação dos estudos realizados na dissertação.

Em fim, agradeço a todos e todas as pessoas que de uma forma ou de outra contribuíram para o andamento do mestrado.

BIAZETO, Anderson Ross. **Controladores de Movimento da Articulação do Joelho de Paraplégico com PI, PID e Fuzzy Takagi-Sugeno**. 2015. 188 páginas. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica. Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2015.

RESUMO

A aplicação dos estímulos elétricos funcionais (EEF) (FES – acrônimo do inglês *functional electrical stimulation*) em pacientes paraplégicos tem a função de reabilitação do tônus muscular e do movimento do membro afetado. Nos testes em laboratório com a aplicação dos estímulos, foram utilizados um eletroestimulador de oito canais e uma plataforma de teste, composta de uma cadeira ergonômica para acomodação do participante, e uma barra de instrumentação composta por acelerômetros, giroscópios e eletrogoniômetro. A plataforma de testes é interligada ao software Matlab, sendo capaz de supervisão e aquisição dos dados. Para a implementação dos controladores, utilizou-se um Processador Digital de Sinais (DSP), permitindo embarcar o código do controlador projetado separado da aquisição de dados. Foram realizados testes em malha aberta destinados à obtenção dos parâmetros antropométricos dos participantes da pesquisa. Os controladores foram projetados para movimentar o membro inferior na extensão do joelho, a fim de permanecer em uma posição específica, no caso um ângulo de 30° entre a posição final e o repouso. Nos testes em malha fechada, foram implementados os controladores PI (Proporcional Integrativo), PID (Proporcional Integrativo e Derivativo), *fuzzy* Takagi-Sugeno projetado com base nas desigualdades matriciais lineares (Linear Matrix Inequalities, LMI) e espaço de estados e o controlador *fuzzy* adaptativo indireto por rastreamento. O controlador *fuzzy* foi implementado pela primeira vez em pacientes paraplégicos. Os testes realizaram-se mediante aprovação do comitê de ética em pesquisas com seres humanos da Universidade Estadual de Londrina, na plataforma Brasil. Os resultados demonstraram a eficiência do controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno com LMI em face aos outros implementados, tendo menor tempo de estabilização e menor erro em regime permanente. O controlador adaptativo indireto deixa o sistema imune a perturbações e/ou alterações que possam ocorrer na planta. Seus resultados preliminares comprovaram a eficiência do método.

Palavras-Chave: Controle não linear. *Fuzzy* Takagi-Sugeno. Estimulação Elétrica Funcional. Paraplegia. Reabilitação.

BIAZETO, Anderson Ross. **Movement Controllers of Paraplegic Knee Joint with PI, PID and Fuzzy Takagi-Sugeno**. 2015. 188 pages. Final Paper (MSc in Electrical Engineering) – State University of Londrina, Londrina, 2015.

ABSTRACT

The application of functional electrical stimulation (FES) for paraplegic patients has the function of muscle tone rehabilitation and restoration of the limb movement. At the laboratory, tests with the stimulus application used an eight-channel stimulation and a test platform. The test platform consists of an ergonomic chair for participant's accommodation and instrumentation bar, consisting of accelerometers, gyroscopes and electrogoniometer. The test platform is connected to the Matlab software for supervision and data acquisition. A digital signal processor (DSP) was used to implement the controllers, allowing to board the designed controller code. Open loop tests were performed to obtain the anthropometric parameters of research participants. The project controllers are designed to move the leg in the knee extension, in order to remain at a specific position, at this case, an angle of 30 degrees between the end position and the rest. At closed loop tests using the PI controllers (Proportional Integrative), PID controllers (Proportional Integrative and Derivative), Takagi-Sugeno fuzzy controllers (designed based on linear matrix inequalities (LMI) and states space) and indirect adaptive fuzzy tracking control. The fuzzy controller was first implemented in paraplegic patients. The tests were conducted with the approval of the ethics committee in research with human beings of the State University of Londrina in Brazil platform. The results showed the efficiency of Takagi-Sugeno fuzzy controller with LMI in the face of other implemented, taking shorter stabilization and lower steady-state error. Indirect adaptive controller primes the immune system to disturbances and changes that may occur in the plant. Their preliminary results showed the efficiency of the method.

Key words: Nonlinear control. Takagi-Sugeno Fuzzy. Functional Electrical Stimulation. Paraplegic. Rehabilitation.

SUMÁRIO

SUMÁRIO	XVI
LISTA DE FIGURAS.....	XXI
LISTA DE TABELAS	XXV
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	XXVII
LISTA DE SÍMBOLOS	XXIX
1. INTRODUÇÃO.....	31
1.1. Justificativa.....	34
1.2. Objetivos.....	35
1.2.1. Objetivos Gerais	35
1.2.2. Objetivos específicos	35
2. ESTADO DA ARTE.....	37
2.1. Considerações do Capítulo	41
3. FISIOLOGIA MUSCULAR	42
3.1. SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO	42
3.1.1. Sistema esquelético.....	43
3.1.2. Articulações	45
3.1.3. Estrutura do músculo	46
3.2. FISIOLOGIA NEUROMUSCULAR.....	52
3.3. Lesão medular.....	55
3.4. Considerações do Capítulo	58
4. MODELO DE CONTROLE UTILIZADO	59
4.1. Controlador PID	59

4.2.	Sistema <i>fuzzy</i> Takagi–Sugeno	62
4.2.1.	Equacionamento <i>fuzzy</i> Takagi - Sugeno	65
4.3.	Controlador contínuo no tempo utilizando modelo <i>fuzzy T-S</i>	68
4.3.1.	Estabilidade segundo Lyapunov para sistemas <i>fuzzy T-S</i>	69
4.4.	Modelagem do Controlador <i>fuzzy T-S</i> utilizando LMI's	71
4.4.1.	Taxa de decaimento para sistemas <i>fuzzy T-S</i>	72
4.4.2.	Restrição na entrada para sistemas <i>fuzzy T-S</i>	73
4.4.3.	Restrição na saída para sistemas <i>fuzzy T-S</i>	73
4.5.	Controlador Discreto no tempo utilizando modelo <i>fuzzy T-S</i>	74
4.5.1.	Controlador discreto utilizando <i>fuzzy T-S</i>	77
4.5.2.	Análise da estabilidade para sistemas <i>fuzzy T-S</i>	78
4.6.	Modelagem do Controlador <i>fuzzy T-S</i> Adaptativo indireto por rastreamento ...	80
4.6.1.	Identificação mínimos quadrados da forma <i>fuzzy T-S</i>	81
4.6.2.	Controle Paralelo Distribuidor com Rastreamento	84
4.7.	Considerações do Capítulo	86
5.	MODELO DINÂMICO DO MOVIMENTO DA PERNA.....	87
5.1.	Modelo Matemático utilizado.....	87
5.1.1.	Modelo linearizado do movimento da articulação do joelho.....	89
5.1.2.	Modelo em espaço de estados da dinâmica do paciente paraplégico	90
5.2.	Estudo da Fadiga	93
5.3.	Considerações do Capítulo	97
6.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	98
6.1.	Introdução	98
6.2.	Seleção dos participantes.....	98
6.3.	Procedimento para Identificação do ponto motor.....	99
6.4.	Aplicação do sinal em malha aberta	102

6.5.	Procedimentos de Identificação e controle em malha fechada.....	104
6.6.	Cadeira Ergonômica.....	106
6.7.	Eletroestimulador Neuromuscular funcional.....	111
6.7.1.	Estágio Formador de Onda	112
6.7.2.	Estágio de Potência.....	113
6.7.3.	Teste do circuito completo.....	114
6.7.4.	Teste do circuito completo.....	115
6.8.	<i>Software</i> e algoritmos para aquisição e tratamento de dados	116
6.9.	Eletrodos.....	117
6.10.	Considerações do Capítulo	118
7.	RESULTADOS	119
7.1.	Eletroestimulação em malha aberta.....	120
7.2.	Identificação dos parâmetros Antropométricos – Modelo Ferrarin.....	124
7.3.	Eletroestimulação em malha Fechada	127
7.3.1.	Eletroestimulação utilizando o controlador PI.....	127
7.3.1.1.	Aplicação PI no voluntário hígido – H1	130
7.3.1.2.	Aplicação PI no voluntário paraplégico – P1	133
7.3.2.	Eletroestimulação utilizando o controlador PID.....	135
7.3.2.1.	Aplicação PID no voluntário hígido – H1	135
7.3.2.2.	Aplicação PID no voluntário paraplégico – P1	137
7.3.3.	Eletroestimulação utilizando o controlador <i>fuzzy</i> Takagi - Sugeno.....	138
7.3.3.1.	Aplicação do controlador <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno no voluntário hígido – H1 140	
7.3.3.2.	Aplicação do controlador <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno no voluntário paraplégico – P1 145	
7.3.4.	Controle adaptativo indireto <i>fuzzy</i> Takagi - Sugeno	148
7.3.4.1.	Identificação <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno para voluntário hígido – H1	148

7.3.4.2.	Identificação <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno para voluntário paraplégico – P1	151
7.3.4.3.	Implementação do controle adaptativo indireto <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno para voluntário hígido – H1	154
7.3.4.4.	Simulação do controle adaptativo indireto <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno para voluntário paraplégico – P1.....	157
8.	CONCLUSÕES GERAIS.....	159
8.1	Considerações Finais.....	160
	PUBLICAÇÕES	162
	REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA	164
	APÊNDICES.....	179
	Apêndice A – TCLE.....	181
	Apêndice B – Tabela avaliação de parâmetros antropométricos	184
	Apêndice C – protocolo identificação do ponto motor	185
	Apêndice D – protocolo de repetibilidade	186
	Apêndice E – protocolo de identificação	187
	Apêndice F – protocolo de controle em malha fechada.....	188

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Planos de secção do corpo humano.....	43
Figura 2 – Sistema esquelético.....	44
Figura 3 – Curva de deformação dos ossos humanos.....	45
Figura 4 – Anatomia do Joelho.....	46
Figura 5 – Músculo membro inferior.....	47
Figura 6 – Músculo Esquelético.....	48
Figura 7 – Organização da fibra muscular.....	49
Figura 8 – Unidade Motora.....	50
Figura 9 – Contração Muscular.....	51
Figura 10 – Estrutura de um neurônio.....	52
Figura 11 – Corte Transversal da Medula Espinhal.....	53
Figura 12 – Relação entre raízes nervosas e as vértebras.....	54
Figura 13 – Aproximação da função utilizando <i>fuzzy</i> T-S.....	63
Figura 14 – Funções de pertinência.....	65
Figura 15 – Representação do modelo dinâmico da perna.....	87
Figura 16 – Relação de força por largura de pulso pré fadiga.....	94
Figura 17 – Relação de força por largura de pulso pós-fadiga.....	95
Figura 18 – Relação de força por largura de pulso pós-fadiga.....	96
Figura 19 – Sinal aplicado para identificação do ponto motor.....	101
Figura 20 – Posicionamento dos eletrodos no quadríceps.....	102
Figura 21 – Modelo do sinal aplicado em malha aberta.....	103
Figura 22 – Acelerômetro modelo MMA7341L da Freescale.....	106
Figura 23 – Posicionamento dos acelerômetros.....	107
Figura 24 – Giroscópio modelo LPR510ALda ST Microelectronics.....	108
Figura 25 – Eletrogoniômetro resistivo modelo NIP 01517.0001, da Lynx.....	108
Figura 26 – Eletrogoniômetro resistivo.....	109
Figura 27 – Cadeira Ergonômica desenvolvida.....	110
Figura 28 – Eletroestimulador neuromuscular funcional.....	111
Figura 29 – Modelo do sinal de saída do formador de onda.....	112
Figura 30 – Sinal do DSP e do formador de onda.....	113
Figura 31 – Montagem eletrônica de cada canal.....	114

Figura 32 – Esquemático dos testes realizados.	114
Figura 33 – DSP F28335 Delfino, da Família C2000.	115
Figura 34 – Algoritmo de aquisição de dados.	117
Figura 35 – Eletrodo autoadesivo quadrado 5 x 5cm.	118
Figura 36 – Fluxograma da aplicação de eletroestimulação em malha aberta.	121
Figura 37 – Teste em malha aberta, voluntário H1 com frequência de 70 Hz.	122
Figura 38 – Teste em malha aberta, voluntário H1 com frequência de 75 Hz.	122
Figura 39 – Teste em malha aberta, voluntário H1 com frequência de 77 Hz.	123
Figura 40 – Teste em malha aberta, voluntário H1 com frequência de 80 Hz.	123
Figura 41 – Teste em malha aberta, voluntário P1 com frequência de 50 Hz.	124
Figura 42 – Teste do pêndulo livre – P1.	125
Figura 43 – Teste do pêndulo livre – H1.	126
Figura 44 – Fluxograma da aplicação de eletroestimulação em malha fechada.	128
Figura 45 – Algoritmo de controle PI implementado no DSP.	129
Figura 46 – Resposta simulada do controlador PI para 70 Hz – Voluntário H1.	131
Figura 47 – Resposta simulada do controlador PI para 77 Hz – Voluntário H1.	131
Figura 48 – Teste em malha fechada, controlador PI - voluntário H1 e freq. de 70 Hz.	132
Figura 49 – Teste em malha fechada, controlador PI - voluntário H1 e freq. de 77 Hz.	133
Figura 50 – Resposta simulada do controlador PI para 50 Hz – Voluntário P1.	134
Figura 51 – Resposta simulada do controlador PI com espasmo – Voluntário P1.	135
Figura 52 – Resposta simulada e implementada do controlador PID para 70 Hz e 77 Hz – Voluntário H1.	136
Figura 53 – Resposta simulada e implementada do controlador PID para 50 Hz – P1.	138
Figura 54 – Curva da função de recrutamento do voluntário H1.	141
Figura 55 – Algoritmo de controle <i>fuzzy</i> T-S implementado no DSP.	143
Figura 56 – Posição <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno - voluntário H1 e freq. de 77 Hz.	144
Figura 57 – Repetibilidade do controlador <i>fuzzy</i> T-S - voluntário H1 e freq. de 77 Hz.	144
Figura 58 – Controlador <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno - voluntário H1 e freq. de 77 Hz.	145
Figura 59 – Curva da função de recrutamento do voluntário P1.	146
Figura 60 – Posição <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno - voluntário P1 e freq. de 50 Hz.	147
Figura 61 – Controlador <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno - voluntário P1 e freq. de 50 Hz.	148
Figura 62 – Identificação Batelada <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno em malha aberta - voluntário H1.	149
Figura 63 – Identificação Recursiva <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno em malha aberta - voluntário H1.	150

Figura 64 – Funções de pertinência para identificação Recursiva - voluntário H1.....	150
Figura 65 – Evolução de Phi na identificação recursiva em malha aberta – voluntário H1..	151
Figura 66 – Identificação <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno em malha aberta - voluntário P1.....	152
Figura 67 – Identificação recursiva <i>fuzzy</i> Takagi-Sugeno em malha aberta - voluntário P1.	152
Figura 68 – Funções de pertinência para identificação - voluntário P1.	153
Figura 69 – Evolução de Phi na identificação recursiva em malha aberta – voluntário H1..	153
Figura 70 – Código desenvolvido em Simulink Matlab.....	155
Figura 71 – Resposta implementada controle adaptativo – voluntário H1.	156
Figura 72 – Resposta simulada controle adaptativo – voluntário P1.	157
Figura 73 – Resposta do controlador adaptativo – voluntário P1.	158

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos participantes da pesquisa.	120
Tabela 2 – Parâmetros Antropométricos dos voluntários.....	126
Tabela 3 – Ganhos KP e Ki para o voluntário H1.....	130
Tabela 4 – Ganhos KP e Ki para o voluntário P1.	133
Tabela 5 – Ganhos KP , Ki e Kd para o voluntário H1.	136
Tabela 6 – Ganhos KP , Ki e Kd para o voluntário P1.	137

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ARX	<i>Auto regressive with exogenous input</i> (Auto Regressivo com entradas exógenas)
CDP	Compensação Distribuída Paralela
DSP	<i>Digital Signal Process</i> (Processador Digital de Sinais)
FES	<i>Functional Eletrical Stimulation</i> (Estimulação Elétrica Funcional)
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
LM	Lesão Medular
LMI	<i>Linear Matrix Inequalities</i> (Inequação Matricial Linear)
NARX	<i>Non-linear Auto regressive with exogenous input</i> (Não linear Auto Regressivo com entradas exógenas)
PI	Controlador Proporcional e Integral
PID	Controlador Proporcional, Integrativo e derivativo
PRBS	<i>Pseudo random binary signal</i> (Sinal binário pseudoaleatório)
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> (Modulação por Largura de Pulso)
RLS	<i>Recursive Least Squares</i> (Mínimos Quadrados Recursivo)
RMS	<i>Roots Median Square</i> (Raiz Quadrática Média)
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
SP	Período de Estímulo
TLCE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
T-S	<i>Fuzzy Takagi-Sugeno</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

σ	Pressão aplicada nos ossos em (PA)
E	Modulo de Young em (PA)
ϵ	Deformação unitária
$u(t)$	Sinal do controlador no domínio do tempo
K_p	Constante proporcional do controlador PID
K_D	Constante derivativa do controlador PID
K_I	Constante integrativa do controlador PID
$G(s)$	Função de transferência no domínio da frequência
μ_j^i	Função de pertinência do conjunto <i>fuzzy</i> j e regra i
M_j^i	Conjunto <i>fuzzy</i> j e regra i
ω^i	Produto das funções de pertinências para todas as regras do conjunto <i>fuzzy</i>
$\dot{x}(t)$	Entrada em espaço de estados
$z(t)$	Variáveis premissas
F_i	Matriz dos ganhos de realimentação locais
A_i	Matriz que acompanha o sinal de entrada na representação do sistema em espaço de estados
B_i	Matriz que acompanha o sinal do controlador na representação do sistema em espaço de estados
$V(x(t))$	Matriz de condição suficiente para a estabilidade segundo Lyapunov
P	Matriz definida positiva
β	Taxa de decaimento
ψ	Expansão em série de Taylor de AT
$\theta(k)$	Vetor de parâmetros que relacionam a entrada e saída na identificação RLS, a cada instante k
y	Saída do Sistema
$\emptyset(k)$	Saída do sistema na identificação RLS
$K(k)$	Matriz de ganho
$P(k)$	Matriz de covariância
$\xi_i(k)$	Função custo
$\hat{\theta}(k)$	Matriz dos parâmetros que relacionam a saída e a entrada do sistema na

	identificação RLS
q^{-1}	Operador de recuo
$\alpha_i (q^{-1})$	Vetor das componentes relacionadas com a saída na identificação RLS
$\beta_i(q^{-1})$	Vetor das componentes relacionadas com a entrada na identificação RLS
M_a	Torque ativo aplicado no joelho
θ	Ângulo comum do joelho
θ_v	Ângulo da canela em relação ao eixo vertical
l	Distância do joelho ao centro de massa do complexo canela-pé
mg	Peso do sistema canela-pé
J	Momento de inércia do complexo canela-pé
$\ddot{\theta}_v$	Aceleração angular da canela
M_s	Torque devido à componente de rigidez
M_a	Torque ativo do joelho produzido pelo estímulo elétrico
B	Coefficiente de atrito viscoso
λ	Coefficiente do termos exponencial do torque devida à rigidez
ω	Ângulo elástico de repouso do joelho
$P(s)$	Largura de pulso
$H(s)$	Função de transferência de primeira ordem relacionando o torque com a largura de pulso
τ	Constante da função de pertinência $H(s)$
G	Constante da função de pertinência $H(s)$
$D(s)$	Função de transferência de segunda ordem relacionando o ângulo da canela e o torque ativo no joelho
M_{a0}	Condição inicial do torque ativo do joelho
	Função representando a não linearidade do sistema <i>fuzzy</i>
$\tilde{f}_{21}(x_1(t))$	
a_{t1}	Aceleração tangencial ao movimento referente ao acelerômetro 1
a_{t2}	Aceleração tangencial ao movimento referente ao acelerômetro 2
r_1	Distância entre o acelerômetro 1 e o eixo do movimento
r_2	Distância entre o acelerômetro 2 e o eixo do movimento
a_{211}	Valor máximo da função $\tilde{f}_{21}(x_1(t))$
a_{212}	Valor mínimo da função $\tilde{f}_{21}(x_1(t))$

1. INTRODUÇÃO

A dissertação apresenta uma abordagem multidisciplinar ao aplicar conceitos específicos de controle avançado e eletrônica analógica e digital na aplicação da Estimulação Elétrica Funcional (EEF) (FES – acrônimo do inglês *functional electrical stimulation*) nos membros inferiores de lesionados paraplégicos voluntários da pesquisa, utilizando como base de conhecimento a fisiologia humana.

A EEF tem sido cada vez mais utilizada em tratamentos médicos e fisioterapêuticos por sua alta gama de aplicação e versatilidade, (KRUEGER-BECK, 2011) (Eddy et al. 2011). Uma importante aplicação da técnica de eletroestimulação é para a reabilitação de movimentos de membros e músculos que tiveram algum grau de lesão. Outra aplicação importante é a fortificação da musculatura, treinamento físico, aumentando o tônus muscular na região de aplicação, (SCHUSTER et al., 2007), (CRAMERI et al., 2002). Há também aplicações para a melhora da condição cardiopulmonar, (MCNEIL, MURRAY, RICE, 2006) e metabólica (HAMADA et al., 2004) e controle de movimentos de membros superiores, (PACKMAN-BRAUN, 1988). Além disso, se torna um processo importante para a retomada de interação do paciente com o ambiente (SINKJAER e POPOVIC, 2009).

A população de pessoas com algum tipo de lesão medular que prejudique sua locomoção tem aumentado consideravelmente. No Brasil o número de pessoas portadoras de necessidades especiais, de acordo com o IBGE (1991, 2000), passou de 457.162 em 1991 para 955.287 em 2000. Neste grupo de pessoas encontram-se os paraplégicos, hemiplégicos e tetraplégicos, sem diferenciação conforme os censos referidos.

Já no censo realizado em 2010 pelo IBGE, o número de pessoas com deficiência motora chegou a 13.265.599. Este grupo considerável abrange qualquer dificuldade de locomoção indicada pela pessoa.

Segundo o relatório mundial sobre deficiência, mais de um bilhão da população mundial sofrem de algum tipo de deficiência, sendo uma parcela considerável de portadores de dificuldades de locomoção (RELATÓRIO MUNDIAL SOBRE DEFICIÊNCIA, 2011).

Segundo SCI-INFO (2012), nos Estados Unidos, existem aproximadamente cerca 250.000 portadores de lesão espinhal, dos quais 52% são paraplégicos e 47%

tetraplégicos. Anualmente são 11 mil novos casos. Segundo NSCIA (2009), a média da idade é de 33,4 anos, tendo como principais causadores das lesões medulares acidentes automobilísticos e violência.

Mediante o avanço da medicina e o melhoramento dos tratamentos às pessoas com lesão medular, a média de idade dos lesionados vem aumentando nos últimos anos, a qual, segundo Battaglino (2012), era de 40,7 anos de vida em 2012. Nos casos paraplégicos que tiveram suas lesões medulares, o tratamento com exercícios físicos e eletroestimulação é indicado para sua reabilitação.

Segundo Low et al. (2001), a FES difere da contração muscular voluntária. A primeira estimula o músculo subjacente de forma sincronizada, utilizada para estimular maior quantidade de fibras musculares, enquanto a segunda gera uma estimulação não sincronizada e gradual, fazendo com que sejam recrutadas unidades motoras menores e, na sequência unidades motoras maiores.

Um dos objetivos secundários da aplicação da FES é a reabilitação da sensibilidade nos membros afetados à retomada dos movimentos. Isto é possível quando os nervos periféricos ainda estão intactos (FARIA, 2006).

Martin (1999) descreve várias situações em que lesionados medulares tiveram avanços na reabilitação através da aplicação de estímulos elétricos. Por exemplo, no Canadá, um hemiplégico recuperou a sensibilidade e o movimento do membro direito após ser submetido, por longos períodos, a estímulos elétricos. Nos Estados Unidos, um homem paralítico há 17 anos, depois de um tratamento fisioterápico de um ano, levantou da cadeira e deu vários passos pela sala. Na Alemanha, alguns pacientes, após um tratamento fisioterápico, começaram a recuperar a capacidade de andar depois de meses de tratamento intensivo.

Ainda segundo Martin (1999), Alberto Cliquet, conseguiu fazer com que um rapaz voltasse a caminhar apoiado num andador, após sessões de estimulação neuromuscular.

Em Sugimoto (2004), Cliquet observou que alguns pacientes tratados com estimulação elétrica neuromuscular readquiriram movimento e sensibilidade nos membros afetados, mesmo que de forma parcial.

Em Ferrarin et al., (2001) excelentes resultados foram publicados com a utilização da FES em malha fechada. No Brasil as primeiras dissertações com projeto do

controlador e sua implementação em malha fechada¹ foram em (KOZAN, 2012) e (SANCHES, 2013).

Em Sanches, (2013) foi proposta uma técnica de controle com modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno, com abordagem de estimativa de modelos locais. Utilizou-se LMI's discretas abordadas em Gaino (2009).

Isto traz grande importância ao tema e ao grupo de pesquisa envolvendo os departamentos de engenharia elétrica da Universidade Estadual de Londrina (UEL) e da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (UNESP) campus Ilha Solteira.

O controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno utilizado foi proposto em Gaino (2009,) objetivando variar o ângulo da articulação do joelho de um paciente paraplégico mediante estimulação elétrica no músculo quadríceps (TEIXEIRA et al., 2006) e (TANIGUCHI et al. 2001). Para tal, foi considerada a não linearidade da planta² em questão como uma combinação de modelos lineares locais invariantes no tempo (TANIGUCHI et al., 2001) e (TANAKA et al., 1998). Estes modelos lineares descrevem aproximadamente o comportamento do sistema não linear em diferentes pontos do seu espaço de estados. No projeto de Gaino, (2009), foram mostradas as variáveis de estados da dinâmica do paciente paraplégico, utilizando os modelos paramétricos identificados conforme (FERRARIN, 2000).

Em Gaino (2009), foram utilizados apenas dois modelos locais em torno de um ponto de operação de 30° para a representação do sistema não linear. Portanto o controlador resultante é uma combinação *fuzzy* de cada controlador linear individual (GAINO et al., 2008), (GAINO et al., 2009) e (COVACIC et al., 2010). O que diferencia este projeto, com o Sanches, (2013), é a identificação paramétrica das variáveis segundo mostrado em (FERRARIN, 2000) e projeto dos controladores *fuzzy* conforme (GAINO, 2009), ao invés da identificação paramétrica de Sanches, (2013).

¹ No controle em malha aberta um controlador é conectado em série com o processo (planta) a ser controlada, de modo que a entrada do processo implicará a saída do sistema, entretanto o sinal de controle independe da situação da saída. Já no controle em malha fechada o sinal da saída é realimentado na entrada, a fim de comparar a resposta real com o sinal desejado, fazendo com que o processo se torne mais imune às perturbações da planta. No controle em malha aberta os ajustes de correção dos parâmetros de eletroestimulação são realizados manualmente. Já no controle em malha fechada esses ajustes acontecem automaticamente.

² Entende-se por planta o processo a ser controlada, neste caso a planta é o membro inferior.

1.1. JUSTIFICATIVA

O lesionado medular está sujeito à rápida atrofia muscular, e conseqüentemente problemas cardiovasculares e perda no condicionamento do pulmão, os quais são as principais causas de mortalidade após 12 anos de lesão (WHITENECK et al., 1992), (DEVIVO; BLACK; STOVER, 1993).

Portanto, a estimulação elétrica funcional é indicada para combater os problemas cardiovasculares e pulmonares, além da atrofia e sedentarismo, fortalecendo a musculatura através do tônus muscular (SCREMIN, et al. 1999), (CRAMERI et al., 2002), (MAN et al., 2003), (CRAMERI et al., 2004). Além disto, a FES pode ser tão eficaz no fortalecimento muscular quanto uma contração muscular voluntária (LIEBER et al., 1996). A FES também pode ativar mecanismos de reflexo necessários à reorganização da atividade motora.

A aplicação da FES vem sendo realizada utilizando controladores em malha aberta. A característica do controle em malha aberta, a saída não interferindo no sinal do controlador, permite que sua implementação seja mais fácil, entretanto não torna o sistema confiável, sendo susceptível a variações da planta. Por outro lado, o controle em malha fechada, por ter o sinal de saída realimentado e comparado com um sinal de referência, torna-se complexo de ser implementado, haja vista a instrumentação dos sensores que captam os sinais de saída. Portanto, o controlador em malha fechada é utilizado para aumentar a confiabilidade do sistema e sua controlabilidade. Como consequência, o ângulo do movimento é alcançado com maior precisão e menos fadiga muscular.

Outro limitante para a aplicação do FES é o modelamento matemático de um sistema fisiológico. Todo sistema fisiológico é não linear, o que torna os esforços computacionais muito elevados. Para obter um melhor resultado do controle do processo não linear é necessário técnicas de controle que incorporem a não linearidade da planta. Do contrário, a linearização da planta faz com que os controladores lineares possam ser aplicados, mesmo com restrições de resultados. Para isso, o modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno é utilizado nos casos não lineares. Sua associação com controlador em malha fechada, projetado com análise da região de estabilidade por LMI's, faz com que o controle torne-se mais eficiente do que os controladores lineares.

As alterações fisiológicas na musculatura, provocadas por diversos fatores, tais como, bebidas estimulantes, variações de temperaturas, desgastes, fadigas e espasmos, devem ser levados em considerações para melhor controle do processo. Para tanto, o controle adaptativo indireto, por sua vez, faz uma identificação da planta não linear a cada momento da aplicação do estímulo, fazendo com que toda a variação dos parâmetros, ocorrida ao longo dos testes, seja realimentada e corrigida em tempo real.

Portanto, a eletroestimulação funcional tem uma importância na melhora da qualidade de vida de pessoas paraplégicas e na possibilidade de reabilitação dos movimentos nos casos de pessoas com lesão temporária. Este trabalho engloba os conceitos e métodos desenvolvidos na evolução do tema em questão, com grande contribuição na implantação dos controladores em malha fechada.

1.2. OBJETIVOS

1.2.1. Objetivos Gerais

- Implementar um controlador em malha fechada utilizando o modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno, a fim de controlar o movimento da perna do paciente paraplégico levantando-a numa posição de 30°, em relação ao repouso, num nível de frequência de 50 Hz.

1.2.2. Objetivos específicos

- Implementação da plataforma de testes utilizando apenas o software Matlab para aquisição, tratamento de dados e programação;
- Comparação dos resultados entre os controladores utilizando métodos lineares, PI e PID, com uma modelagem não linear utilizando *fuzzy* Takagi-Sugeno;
- Comparação entre os controladores *fuzzy* Takagi-Sugeno modelado com LMI's e o controlador *fuzzy* adaptativo indireto por rastreamento;
- Comparação dos resultados entre os voluntários hígido e paraplégico;
- Comparação dos resultados das aplicações em diferentes níveis de frequência.

A priori, este trabalho está organizado em capítulos, dispostos da seguinte forma:

- **Capítulo 2 – Estado da arte:** apresenta uma revisão de literatura dos trabalhos realizados no tema de pesquisa. Um breve histórico da utilização da estimulação elétrica funcional e a aplicação dos estímulos elétricos com diferentes métodos de controle do movimento. Deste modo, permite-se vislumbrar a contribuição deste trabalho no estado da arte no tema de pesquisa.

- **Capítulo 3 – Fisiologia Muscular:** apresenta conceitos básicos a respeito da fisiologia humana envolvida neste trabalho. Enfatiza-se ainda o sistema músculo esquelético e os componentes do movimento, desde as articulações até os estímulos elétricos. Por fim, apresenta as características e consequências provenientes da lesão medular, e seus diversos graus.
- **Capítulo 4 – Modelo de Controle Utilizado:** enfatiza-se acerca dos modelos de controladores empregados no trabalho, com ênfase nos controladores não lineares baseados no sistema *fuzzy* Takagi – Sugeno. Detalha todo o equacionamento dos controladores *fuzzy* com solução dos ganhos por LMI's. Por fim, detalha os procedimentos de identificação de sistemas *fuzzy* e do controle adaptativo indireto.
- **Capítulo 5 – Modelo Dinâmico do Movimento da Perna:** apresenta-se o modelo em espaço de estados (GAINO, 2009), da dinâmica do movimento da perna (FERRARIN e PEDOTTI, 2000) e também seus equacionamentos, explicitando-o em espaço de estados, a fim de aplicá-lo no controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno. Por fim, é apresentado um estudo sobre a fadiga muscular, imprescindível para as aplicações da FES.
- **Capítulo 6 – Materiais e Métodos:** expõem os procedimentos para a seleção dos participantes para os testes, aprovados em comitê de ética, bem como os protocolos de aplicação da FES no voluntário, tanto em malha aberta quanto em malha fechada. Apresenta também os materiais usados na pesquisa, tais como a cadeira ergonômica e sua respectiva instrumentação, o eletroestimulador de oito canais e os controladores implementados no DSP TMS320F28335. Ilustra, também, a forma de onda a ser aplicada na eletroestimulação.
- **Capítulo 7 – Resultados:** apresentam-se os resultados obtidos por meio de testes realizados em indivíduos saudáveis e paraplégicos, em diferentes dias. Expõem-se os resultados da identificação dos parâmetros antropométricos, dos controladores PI e PID e controladores *fuzzy* Takagi-Sugeno.
- **Conclusões Gerais:** ressalta-se os pontos notáveis da importância do tema, as implementações realizadas e a indicação de sugestões para trabalhos futuros.

2. ESTADO DA ARTE

Este capítulo apresenta os principais trabalhos científicos e patentes relacionadas ao tema de pesquisa. Mostram-se os trabalhos pioneiros, nacionais e internacionais, na aplicação da estimulação elétrica funcional em paraplégicos.

A FES utiliza estímulos elétricos para a contração dos músculos, gerando uma movimentação dos mesmos. Porém, essa aplicação de estímulos elétricos, ou energia elétrica não é fato recente, mas sim um conhecimento milenar.

Na história, as primeiras estimulações elétricas eram realizadas com peixes torpedo que tinham a capacidade de gerar tensão elétrica em seu corpo, entre 25 a 30 V. Esses peixes eram utilizados desde 46 A.C na Roma, para o tratamento de melancolia, epilepsia e cefaleias, (FODSTAD, HARIZ, 2007), (POPOVIC, THRASHER, 2004). Estudos realizados por Luigi Galvani, em 1791, utilizavam a eletroestimulação nas patas traseiras de rãs, (FODSTAD, HARIZ, 2007), (POPOVIC, THRASHER, 2004), (GALVANI, 1791). O médico Guillaume Duchenne de Boulogne, em 1855, realizou trabalhos com estimulação elétrica sobre tecidos musculares (DUCHENNE, 1885).

Segundo Delitto *et al.*(2001), os experimentos com eletroestimulação tiveram início através dos testes realizados por Luigi Galvani, em 1786. Ele estimulou os nervos e músculos de rãs com cargas elétricas. Esta aplicação de estimulação ficou conhecida com correntes galvânicas.

Na década de 80, foram realizados trabalhos com projeto de diferentes controladores com aplicação dos testes dos estímulos elétricos em gatos. Crago (1980) havia utilizado o músculo soleus de um gato, pois possuía alta resistência à fadiga e propriedades mecânicas e metabólicas similares aos músculos estimulados em humanos. Em Chizeck et al. (1983), foi projetado um controlador digital do tipo um polo e um zero utilizando modulação por largura de pulso e o método *rootlocus*, o qual obteve uma resposta satisfatória e robusta com baixa sensibilidade a erros de modelagem do músculo. Já em Wilhere et al. (1985), o controlador foi projetado utilizando o método de síntese de *Truxal*, fazendo a compensação da parte dinâmica da planta. Com este trabalho foram obtidos resultados de estabilidade do

sistema em malha fechada para diferentes sinais de entrada, apesar de ter havido erro da compensação quando da entrada degrau.

Na sequência, controladores PID foram projetados para a estimulação elétrica funcional. Em Veltink et al. (1992), foi realizada uma comparação entre o sistema em malha aberta com um controlador e um sistema em malha fechada com um controlador PID. O estímulo era monofásico, período de estímulo de 100ms, duração dos pulsos de 50 a 200 μ s e a amplitude dos pulsos entre 300 a 400 μ A. Os controladores apresentaram respostas semelhantes. Já em Ferrarin et al. (2001), foi projetado um controlador PID do tipo mestre-escravo para controlar a posição angular da perna de pacientes, utilizando o método de *Ziegler e Nichols*. O controlador obteve bom desempenho, gerando movimentos lentos. Entretanto, a posição angular do joelho foi controlada tendo como referência o ângulo formado por outro goniômetro preso ao cotovelo.

Os controladores baseados em redes neurais também foram objetos de pesquisas de muitos grupos, pelo fato de o músculo ser um modelo não linear. Estes controladores, em geral, apresentaram bons resultados, como por exemplo, em Abbas, Chizeck (1995) e Chang et al. (1997). Em Abbas, Chizeck (1995) foi implementado um controlador por meio de Rede Neural Artificial (RNA) utilizando um algoritmo *Feed forward* Adaptativo. Houve testes com pessoas paraplégicas. Foi utilizado um extensômetro para medição do torque, destinado à realimentação do controlador, modulando a largura de pulso do sinal de saída. O sinal utilizado foi uma onda senoidal retificada e sua amplitude foi fixada em 20 mA.

Os controladores *fuzzy* foram explorados por Ferrarin et al. (2001), Chang et al. (1997), e Riener e Fuhr (1998). Em Chang et al. (1997), foi utilizado um controlador *fuzzy* para controlar os movimentos dos membros inferiores para gerar movimento cíclico em pedais de bicicleta. Foram utilizadas ondas monofásicas de 20 Hz e largura de pulso de 300 μ s, sendo aplicado de forma intercalada entre determinados músculos.

Já em Chen e Chen (2003) foi desenvolvida uma rede neural e um sistema de controle com realimentação *fuzzy* para ajustar a corrente elétrica de estimulação ideal para controlar o movimento da articulação do tornozelo, o que melhorou o problema de queda do preexistente em pacientes com hemiplegia.

Abordando trabalhos com a utilização de DSP, em Lin et al. (1997), foi utilizado o DSP da *Texas Instruments*, TMS320C31, para gerar o sinal do FES, processar a

realimentação e operar o controlador. Não foram realizados testes com pacientes. Já em Chang et al. (2008), foi utilizado um DSP TMS320C32 para gerar a forma de onda bifásica assimétrica e desequilibrada, para a aplicação da FES. Não há registros de testes e nem de implementação de controlador.

Evoluindo a aplicação, implementação e projeto dos controladores considerando a não linearidade da planta, Teixeira, et al. (2006) e Gaino (2009) projetaram um controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno (TS), a partir da técnica apresentada por Taniguchi et al. (2001), utilizando a estimulação do músculo do quadríceps para a variação do ângulo da articulação do joelho de um paciente paraplégico.

Em Lynch e Popovic (2008), foi implementada a aplicação de FES em pessoas paraplégicas em malha fechada, utilizando um controlador PID, controlador com *feedforward-feedback*, e um controle adaptativo que utiliza um modelo inverso do joelho. Foi aplicada uma forma de onda bifásica assimétrica com amplitude de 0-140 mA e frequência de 20-40Hz. Para o projeto dos controladores a planta foi linearizada utilizando o método de identificação não linear autor regressivo com entrada exógena (*nonlinear auto regressive exogenous* - NARX). Obtiveram-se resultados com erros RMS em regime permanente entre 4,6° a 11,7°.

Outro controlador interessante proposto na literatura para a aplicação do FES foi descrito por Hussain et al. (2011), onde desenvolveu um mecanismo de controle *fuzzy*-neural auto ajustável para FES, auxiliando em exercício de remo “*indoor*” (FES-remo). A FES-remo é apresentada como um exercício completo para a reabilitação da função da parte inferior do corpo por meio da aplicação de estimulação.

Com esforços voltados para o controle robusto aplicado ao FES, Nekoukar e Erfanian (2012) apresentaram um sistema de controle descentralizado modular para o controle robusto de caminhada auxiliada por andador com FES ativa. O módulo é baseado em controle *fuzzy* adaptativo com modo terminal *lead* e lógica *fuzzy*. Este módulo de controle independente foi projetado, e a dinâmica da planta foi identificada em tempo real (*online*), não requerendo conhecimento prévio da dinâmica da planta. Outra vantagem é a não necessidade de uma fase de aprendizagem *offline*. O módulo de controle ajusta a amplitude e largura do pulso do sinal de estimulação de tal modo que o esforço da parte superior do corpo é minimizado e os membros inferiores se locomovem dentro de um limite definido da trajetória de referência.

Em Gaino (2009), foi realizado um controle não linear da posição da perna de um paraplégico, com eletroestimulação, utilizando modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno (TS). A modelagem do sistema é realizada utilizando variáveis de estado, e relaciona o torque do músculo com a largura de pulso, representada por uma função de transferência de primeira ordem. Foi projetado um controlador *fuzzy* (TS), linearizando o modelo em torno de um ponto de operação. Foi considerada a posição da perna em 30° e 60° para o estudo da estabilidade de sistemas dinâmicos utilizando-se a teoria de Lyapunov e o projeto do controlador baseado em desigualdades matriciais lineares (LMI's).

Em Gaino et al. (2011), foi proposto um sistema de controle com realimentação derivativa com modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno em malha fechada, fornecendo uma nova alternativa para o controle do ângulo da articulação do joelho, utilizando sensores mais leves e confortáveis para os pacientes.

Em Kozan (2012), foi utilizado o TMS320F28335 Delfino, da Família C2000 da Texas Instruments e o software LabVIEW para implementar um sistema em malha fechada. Foi projetado um controlador PID, para controlar o movimento da posição da perna de uma pessoa hígida.

Em Sanches (2013), foi realizado um controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno para controlar o movimento da perna do paciente, utilizando identificação de modelos locais. São considerados 4 modelos locais e maior complexidade no projeto das funções de pertinência. Foram realizados testes com pessoas hígdas e pessoas paraplégicas. Foi implementado o controlador utilizando o DSP TMS320F28335 e o software LabView para monitoramento e ajustes dos parâmetros dos testes. Foram comparados os resultados utilizando um controlador PID com o *fuzzy* T-S, os quais mostraram que o controlador *fuzzy* não obteve bons resultados.

Sanches et al. (2014) foi o primeiro artigo publicado no Brasil com implementação dos estímulos elétricos e pacientes paraplégicos utilizando o modelo não linear aplicado ao controlador PID além da utilização do *software* PROTEUS. Foram obtidos bons resultados com pacientes paraplégicos.

Em Gaino (2011), projetaram-se controladores com realimentação de derivada, com modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno, e uso de acelerômetros e giroscópios ao invés de eletrogoniômetros.

Em Biazeto (2011), foi realizada a identificação *fuzzy* Takagi-Sugeno do movimento do complexo canela-pé quando da aplicação da estimulação com um sinal degrau

e um sinal PRBS. Foi utilizando 44 regras para a identificação. Também foram utilizado os métodos por Batelada e Recursivo. Foi realizado uma comparação entre os métodos de identificação linear (ARMA, ARX) com o modelo *fuzzy* T-S.

Em Biazeto et al. (2014), foi realizado a identificação *fuzzy T-S* do movimento do complexo canela-pé do paciente paraplégico, em malha aberta, obtido em (KOZAN, 2012). Foram utilizadas 13 regras para a identificação. Foi proposto um controlador adaptativo indireto com rastreamento para um sinal de referência degrau em 30°. As simulações obtiveram respostas promissoras para a utilização do método na FES.

Em De Oliveira et al. (2014), foram realizadas simulações com controle LQR em paciente paraplégico, como também simulação da identificação da planta do paciente paraplégico com modelos fuzzy Takagi-Sugeno.

Em Santos (2015), foi proposto um controlador robusto considerando incertezas limitadas em norma, utilizando LMI's no sistema de controle para análise da estabilidade assintótica.

2.1. CONSIDERAÇÕES DO CAPÍTULO

Neste capítulo foi apresentado o estado da arte da Estimulação Elétrica Funcional. Foi explicitada a evolução da utilização dos controladores para a aplicação da FES, desde a aplicação em malha aberta, até os controladores PID, *fuzzy* Takagi-Sugeno por LMI's, controle LQR e controle adaptativo. O conteúdo exposto revela a relevância do tema trabalhado e suas faces a serem exploradas.

3. FISILOGIA MUSCULAR

Neste capítulo serão apresentados referenciais teóricos sobre a musculatura humana, arcabouço e sistema nervoso central, bem como a composição do movimento muscular voluntário e involuntário. Também será abordado as causa e consequências das lesões medulares a fim entender e compreender as limitações e necessidades do lesionado medular.

3.1. SISTEMA MUSCULOESQUELÉTICO

O sistema musculoesquelético é um complexo de músculos, ossos e tecidos conectivos, articulações, que produzem movimento no corpo humano (FREIVALDS, 2004). Para análise dos movimentos, pode-se classificar o corpo humano em planos, conforme apresentado na Figura 1. O plano Sagital divide o corpo em duas partes iguais, direita e esquerda. Já o plano Frontal ou Coronal divide o corpo em duas partes distintas, Anterior e Posterior. Por último o plano transversal divide o corpo em superior e inferior. Tomando como exemplo o joelho e o cotovelo são vistos no plano sagital com apenas um grau de liberdade.

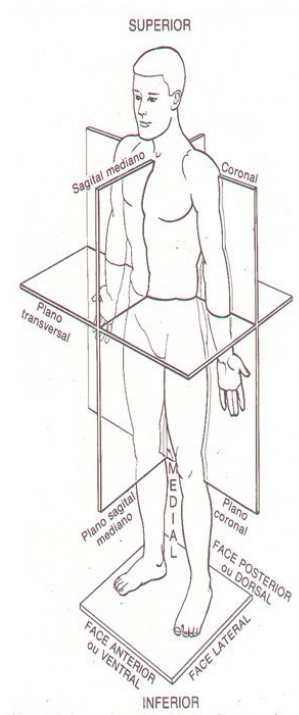


Figura 1– Planos de secção do corpo humano.

Fonte: (MEDEIROS, 2015).

3.1.1. Sistema esquelético

O arcabouço humano é composto por 206 ossos em uma pessoa adulta, como indicado na Figura 2. O esqueleto tem as funções de: Proteção contra lesões de órgãos vitais internos, como por exemplo, a cavidade craniana protegendo o encéfalo; Suporte e sustentação aos tecidos moles e fixação dos músculos do corpo; Movimento dos ossos e músculos fixos ao esqueleto por meio da interação entre eles mediante articulações; Depósito dos minerais Cálcio, Fósforo, Potássio.

Segundo Medeiros (2015), os ossos podem ser classificados como: longos, cujo comprimento é maior que a largura e espessura, exemplo fêmur; curtos, cujo comprimento, largura e espessura se equivalem, exemplo carpo; Planos, cujo comprimento e largura se equivalem, sendo maiores que a espessura, exemplo escápula; Irregulares, cujas formas são variadas, exemplo vértebra; Pneumáticos, apresentam cavidades com ar, exemplo Maxilar; Sesamóides, ossos que estão inseridos dentro de cartilagem (tendões), exemplo Patela.

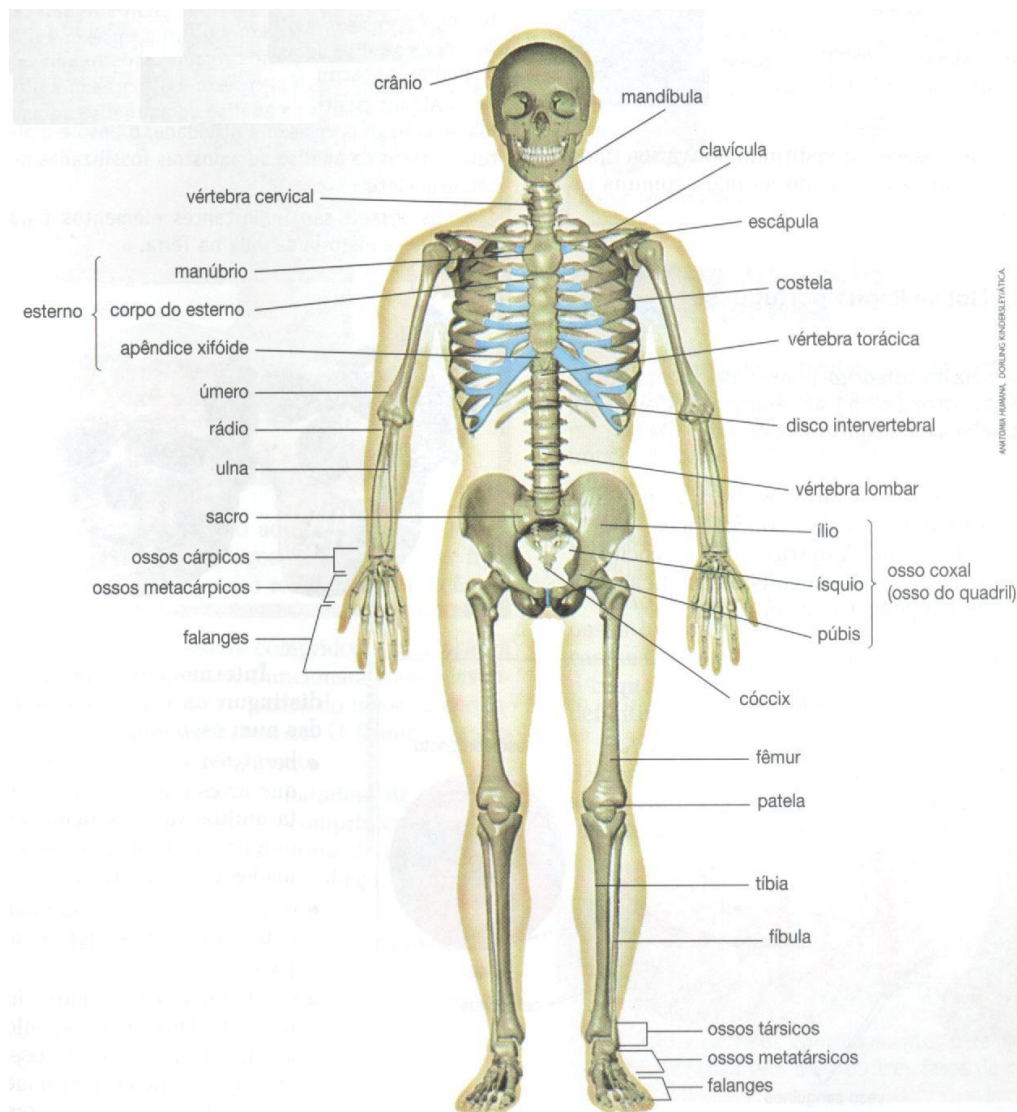


Figura 2 – Sistema esquelético.

Fonte: (KINDERSLEY, 2001).

Os ossos são estruturas rígidas, esbranquiçadas e resistentes. A elasticidade e a resistência são propriedades muito importantes. A elasticidade pode ser comparada com a lei de Hook para as molas, a qual segundo Freivalds (2004) pode ser conhecida pela deformação do material em meio à pressão aplicada. A relação pode ser dada por:

$$\sigma = E\epsilon, \quad (1)$$

sendo σ é a pressão em (PA), E é o módulo de Young em (PA), ϵ é a deformação unitária. Na Figura 3, a curva demonstra que a relação de deformação tem uma região linear, onde o

osso, findada a pressão retorna ao estado inicial. Já após um carregamento excessivo, o osso perde a elasticidade, não retornando ao formato original.

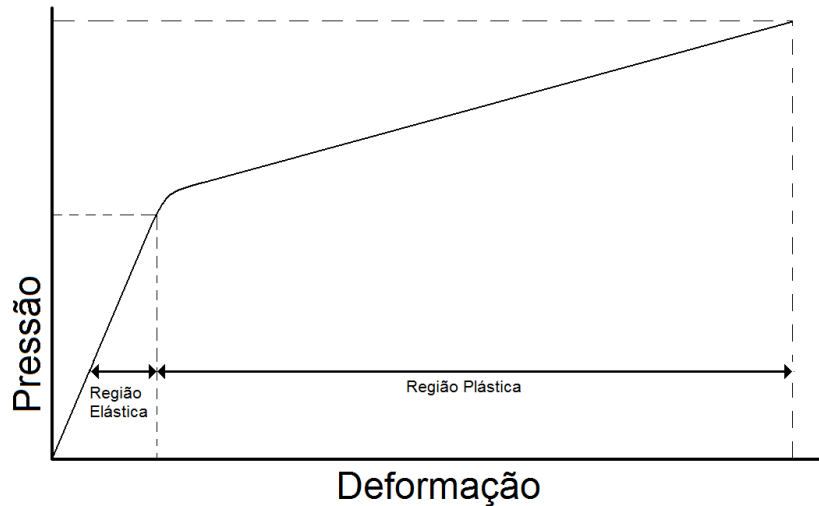


Figura 3 – Curva de deformação dos ossos humanos.

Fonte: (MEDEIROS, 2015).

3.1.2. Articulações

As articulações são uniões de dois ou mais segmentos ósseos. As articulações são responsáveis por movimentos entre ossos com o mínimo de atrito e desgaste, gerado por esforços repetitivos. Segundo Tortora e Derrickson (2012), as articulações podem ser classificadas em:

- Sinartrose: articulações fibrosas localizadas entre um osso e outro. São inflexíveis;
- Anfiartrose: São articulações flexíveis e cartilaginosas, evitam o desgaste excessivo dos ossos, auxiliando no deslizamento de uns sobre os outros a partir dos diferentes movimentos do corpo;
- Diartrose ou Sinoviais: São articulações flexíveis, caracterizadas pela presença das bolsas sinoviais que evitam os desgastes ocasionados pelo atrito.

As articulações Sinoviais permitem maior grau de movimento. A Figura 4 mostra a articulação do joelho. Ela é composta basicamente por: Ligamentos ou tendões – são constituídos por fibras colágenas dispostas paralelamente ou entrelaçadas umas as outras. São

fortes, resistentes e inelásticas. Fazem a conexão do músculo ao osso, transmitindo a força muscular; Cápsula Articular – uma membrana conjuntiva que envolve as articulações sinoviais, sendo composta por uma membrana fibrosa e uma membrana sinovial; Meniscos – são formações fibrocartilagíneas destinadas a receber violentas pressões, agindo como amortecedores.

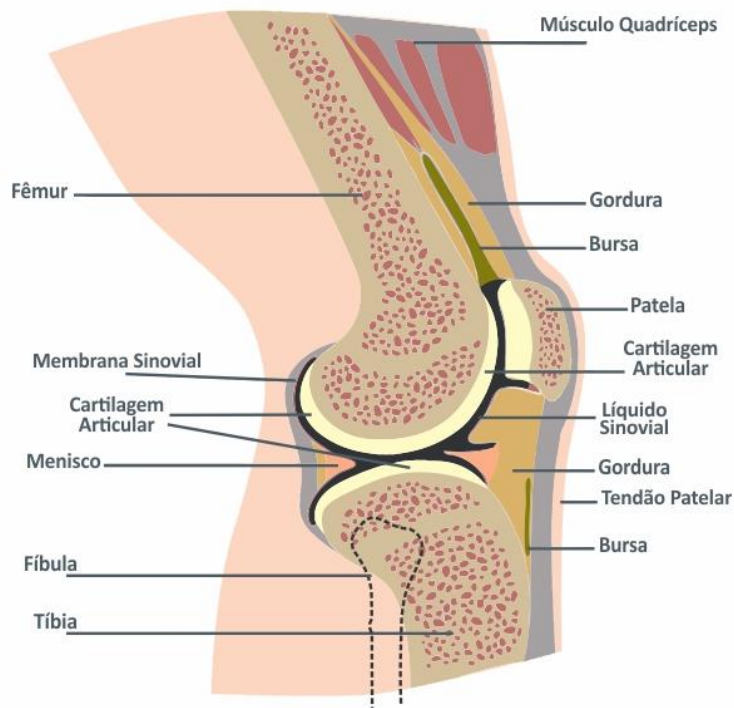


Figura 4 – Anatomia do Joelho.

Fonte: (LABED, 2015).

3.1.3. Estrutura do músculo

Os músculos são órgãos responsáveis pelo movimento. Têm a capacidade de contrair-se e relaxar-se. Em nosso corpo humano, existe uma enorme variedade de músculos, dos mais variados tamanhos e formatos, onde cada um tem a sua disposição conforme o seu local de origem e de inserção. Temos aproximadamente 212 músculos, sendo 112 na região frontal e 100 na região dorsal. Cada músculo possui o seu nervo motor, o qual se divide em muitos ramos para poder controlar todas as células do músculo, onde as divisões destes ramos terminam em um mecanismo conhecido como placa motora.

O sistema muscular é capaz de efetuar imensa variedade de movimento, onde todas essas contrações musculares são controladas e coordenadas pelo cérebro. Um fato

importante é com relação ao encurtamento dos músculos da cadeia posterior e fraqueza dos músculos da cadeia anterior, que pode provocar muitas vezes dores e posicionamento inadequado do indivíduo, sendo com isso necessário termos um equilíbrio com relação aos músculos.

Os músculos são os órgãos ativos do movimento. São dotados da capacidade de contrair-se e de relaxar-se, e, em consequência, transmitem os seus movimentos aos ossos sobre os quais se inserem, os quais formam o sistema passivo do aparelho locomotor. O movimento de todo o corpo humano ou de algumas das suas partes - cabeça, pescoço, tronco, extremidades deve-se aos músculos. De músculos estão, ainda, dotados os Órgãos que podem produzir certos movimentos (coração, estômago, intestino, bexiga etc.).

A Figura 5 apresenta a vista frontal dos músculos da perna. Na aplicação dos estímulos serão recrutadas as fibras dos músculos do quadríceps, composto pelos músculos reto femoral, vasto medial, vasto lateral e vasto intermedial, este último situado abaixo do músculo reto femoral.



Figura 5 – Músculo membro inferior.

Fonte: (RUBIERA, 2015).

Os músculos esqueléticos, representados na Figura 6 se inserem sobre os ossos e sobre as cartilagens e contribuem, com a pele e o esqueleto, para formar o invólucro exterior do corpo. Constituem aquilo que vulgarmente se chama a "carne" e são comandados pela vontade. As células do músculo esquelético são cilíndricas, filiformes. Uma fibra muscular ordinária mede aproximadamente 2,5 cm de comprimento e sua largura é menor de um décimo de milímetro. As fibras musculares se agrupam em feixes. Cada músculo se compõe de muitos feixes de fibras musculares, como mostrado na Figura 7, e é avermelhado, de contração brusca, e seus movimentos dependem da vontade dos indivíduos.

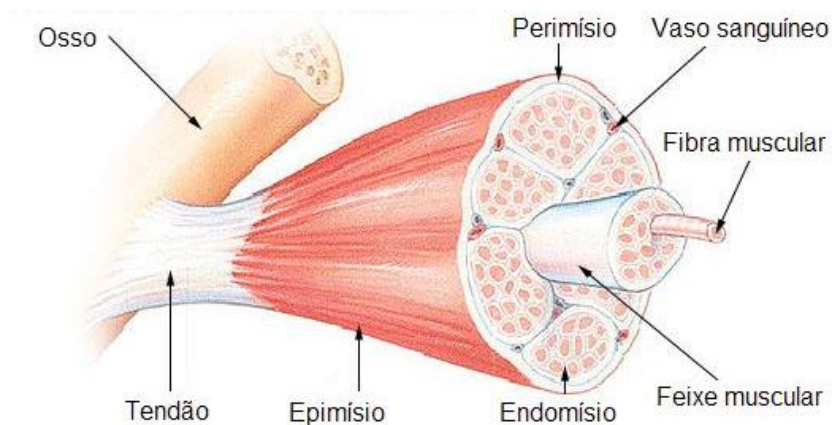


Figura 6 – Músculo Esquelético.

Fonte: (BIOLOGIA, 2015).

Sendo assim, o músculo esquelético constitui o tecido mais abundante do organismo e representa de 40 a 45% do peso corporal total. A carne que reveste os ossos é tecido muscular. Esses se encontram unidos aos ossos do corpo e sua contração é que origina os movimentos das distintas partes do esqueleto, e também participa em outras atividades como a eliminação da urina e das fezes.

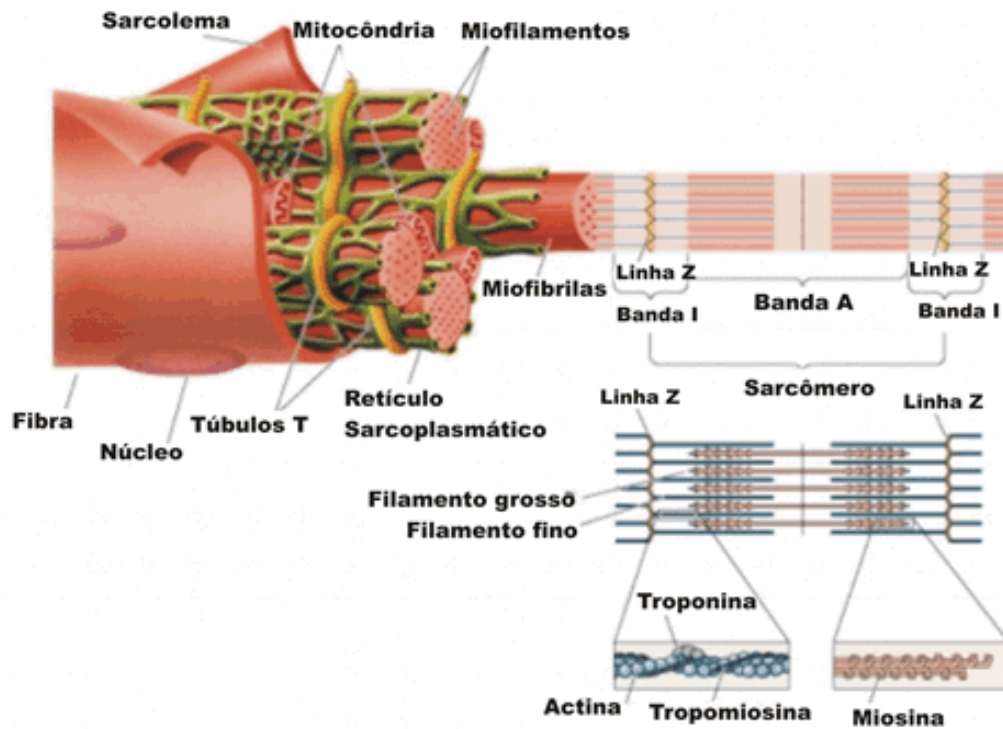


Figura 7 – Organização da fibra muscular.

Fonte: (BIOLOGIA, 2015).

Chama-se de estriado porque suas células aparecem estriadas ou raiadas ao microscópio, igual ao músculo cardíaco.

A atividade do músculo esquelético está sob o controle do sistema nervoso central e os movimentos que produz se relacionam principalmente com interações entre o organismo e o meio externo. A estrutura dos neurônios motores mais fibras constituem a unidade motora, como mostrado na Figura 8. A sinapse é a junção entre um nervo motor e uma fibra muscular.

Portanto, o músculo esquelético se contrai em resposta a estímulos eletroquímicos, conforme descrito em Herzog e Nigg (1999). Os neurônios motores propagam potenciais de ação para as fibras musculares esqueléticas, ocasionando as contrações. Esses impulsos nervosos são enviados pelo cérebro ou medula chegando aos axônios. Com isso, os terminais do nervo liberam a acetilcolina, tornando a membrana celular muscular mais permeável aos íons de sódio, dando início à despolarização da membrana e resultando no disparo ou geração de um potencial de ação muscular.

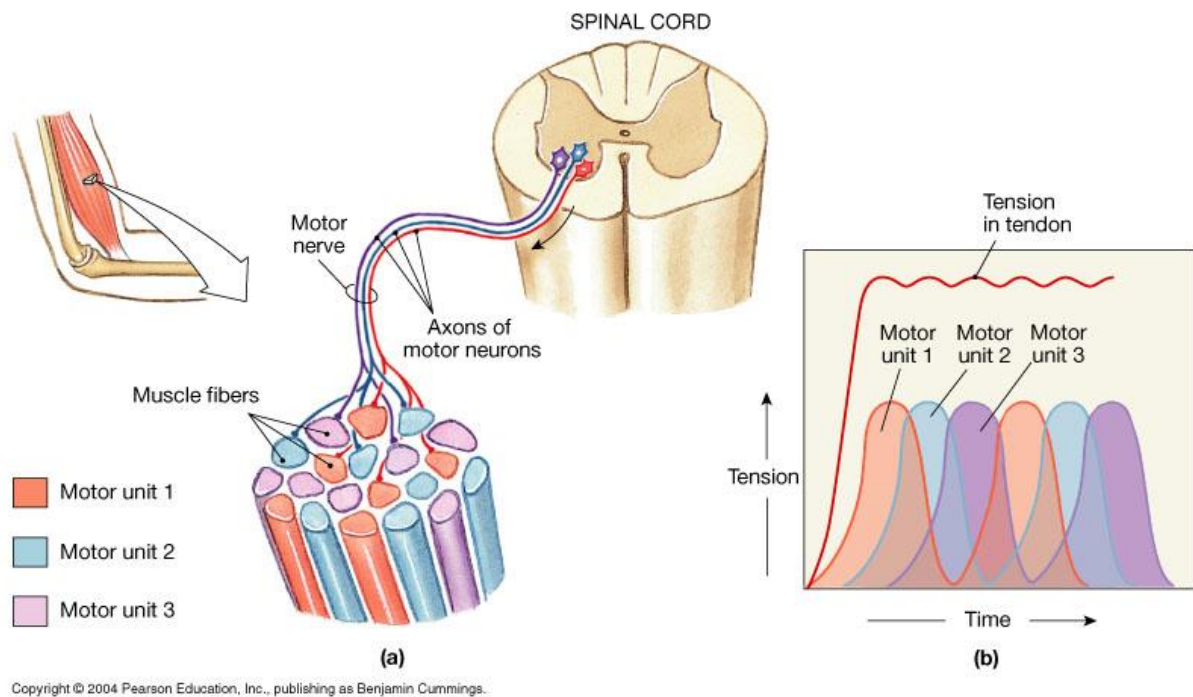


Figura 8 – Unidade Motora.

Fonte: (ELAINE, 2004).

Quando o potencial de ação muscular encontra-se com os túbulos T, desencadeiam-se a abertura dos canais de cálcio, liberando grandes quantidades de íons de Ca^{++} armazenados no sarcoplasma. Após liberado, o cálcio difunde-se para longe do retículo sarcoplasmático na região dos filamentos de miosina e actina.

Na ausência de Ca^{++} , a troponina e tropomiosina do filamento de actina inibem a ligação entre a ponte cruzada de miosina e actina. Com a liberação de Ca^{++} , este é captado pelas moléculas de troponina, resultando na ativação dos sítios ativos sobre o filamento de actina, possibilitando a fixação das cabeças de miosina.

Quando as pontes cruzadas se ligam fortemente à actina, ocorre uma alteração da conformação da ponte cruzada, fazendo com que a cabeça de miosina se incline, tracionando os filamentos de actina e miosina em direções opostas, levando a linha Z rumo ao centro do sarcômero. Após ocorrer a inclinação da cabeça da miosina, ela se separa do sítio ativo, gira de volta à sua posição original e se fixa a um novo sítio ativo mais distante ao longo do filamento de actina, como representado na Figura 9. Ciclos de fixações repetidas e ligações fortes fazem com que os filamentos deslizem entre si, levando à contração muscular. A contração só termina quando o cálcio volta ao retículo sarcoplasmático.

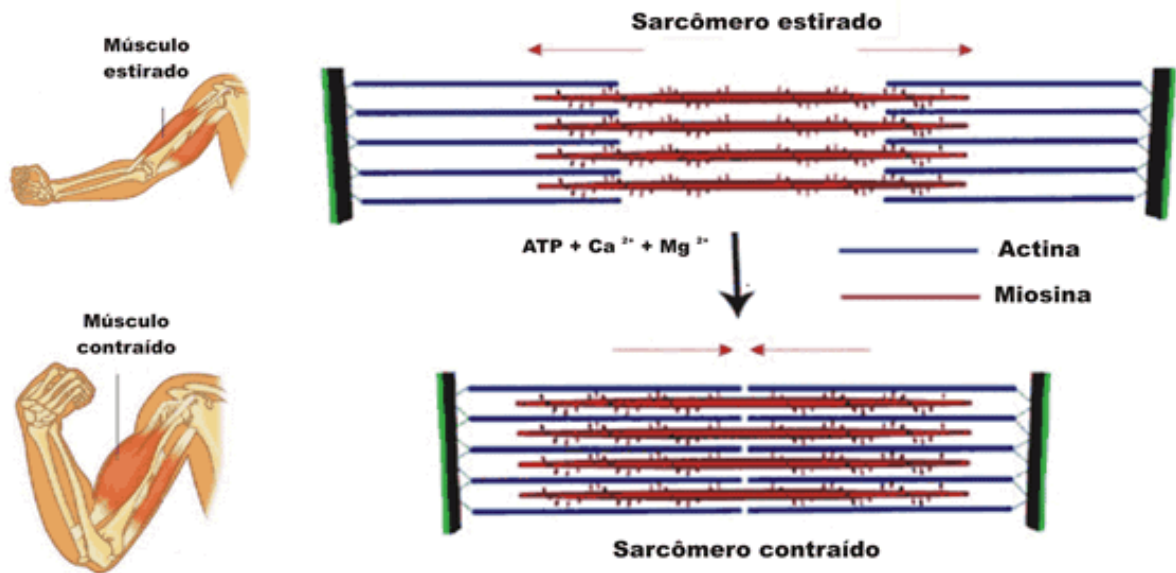


Figura 9 – Contração Muscular.

Fonte: (BIOLOGIA, 2015)

Na cabeça da miosina há uma enzima (ATPase) que quebra a ATP (adenosina trifosfato) produzindo ADP (adenosina difosfato), Pi (fosfato inorgânico) e liberando grandes quantidades de energia. Esta energia é utilizada para desligar a cabeça da miosina ao filamento de actina.

A força muscular depende da soma dos abalos sucessivos e do número de unidades motoras recrutadas. A soma dos abalos individuais ocorre quando um segundo estímulo segue o primeiro, antes que todo cálcio retorne para o retículo.

A força muscular depende também da quantidade de fibras musculares ativadas em uma contração, sendo diretamente proporcional a força ao número de fibras recrutadas.

Se os estímulos forem repetidos com uma frequência suficientemente alta, a soma continua até ocorrer fusão completa dos movimentos individuais. Desta forma, a unidade motora se encontra em tetania, mantendo-se a tensão enquanto os estímulos durarem, ou até surgir a fadiga.

3.2. FISILOGIA NEUROMUSCULAR

O sistema nervoso é responsável por controlar as funções orgânicas e a integração com o meio ambiente. Ao receber os devidos estímulos, é capaz de interpretá-los e desencadear respostas adequadas a eles. Sua unidade básica é o neurônio, capaz de perceber variações mínimas e reagir transmitindo alterações elétricas que percorre sua membrana. Um neurônio é composto por três regiões: o corpo celular ou soma, os dendritos e o axônio, como representado na Figura 10.

O corpo celular contém um único núcleo, e ramificações que conduzem impulsos para o corpo celular e dele recebendo. Os dendritos são numerosos, curtos e ramificados e têm a função de conduzir impulsos até o corpo celular. À medida que se ramificam vão diminuindo seu calibre. O axônio tem a função de conduzir impulsos do corpo celular, é apenas uma prolongação comprida de calibre uniforme em todo o seu comprimento e se ramifica apenas na proximidade de sua terminação. Na ponta destes terminais estão os botões sinápticos, que alojam numerosas vesículas repletas de substâncias químicas, denominadas de neurotransmissores, que são utilizadas na comunicação entre um neurônio e uma célula.

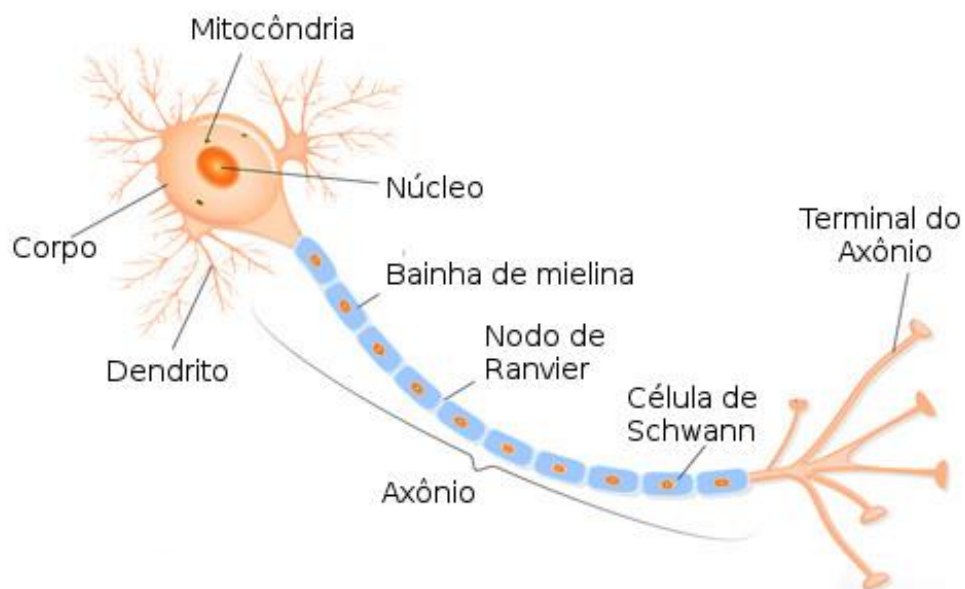


Figura 10 – Estrutura de um neurônio.

Fonte: (GONÇALVES, 2015)

O sistema nervoso é composto pelo sistema nervoso central (SNC) e o sistema nervoso periférico (SNP). O sistema nervoso central é formado pelo encéfalo – parte composta pelo cérebro, cerebelo e tronco encefálico – e pela medula espinhal. O sistema nervoso central é envolto por três camadas protetoras de tecido conjuntivo fibroso por dentro do revestimento ósseo: as meninges (de fora para dentro: dura-máter, aracnóide e pia-máter). O SNC é responsável pela recepção de estímulos e transmissora de respostas e ações.

Neste processo, a medula espinhal permite uma condução bidirecional dos impulsos nervosos funcionando como centro nervoso. A medula espinhal pode ser dividida em seis partes: cervical superior, dilatação cervical, dorsal, lombar, cone terminal e filamento terminal. A Figura 11 mostra a medula espinhal em corte.

O sistema nervoso periférico possui 31 pares de nervos espinais aos quais correspondem 31 segmentos medulares assim distribuídos: 8 cervicais, 12 torácicos, 5 lombares, 5 sacrais e 1 coccígeo. A Figura 12 mostra a relação entre os nervos e a coluna vertebral. O sistema nervoso periférico pode ser dividido em dois sistemas: sistema nervoso somático e sistema nervoso autônomo.

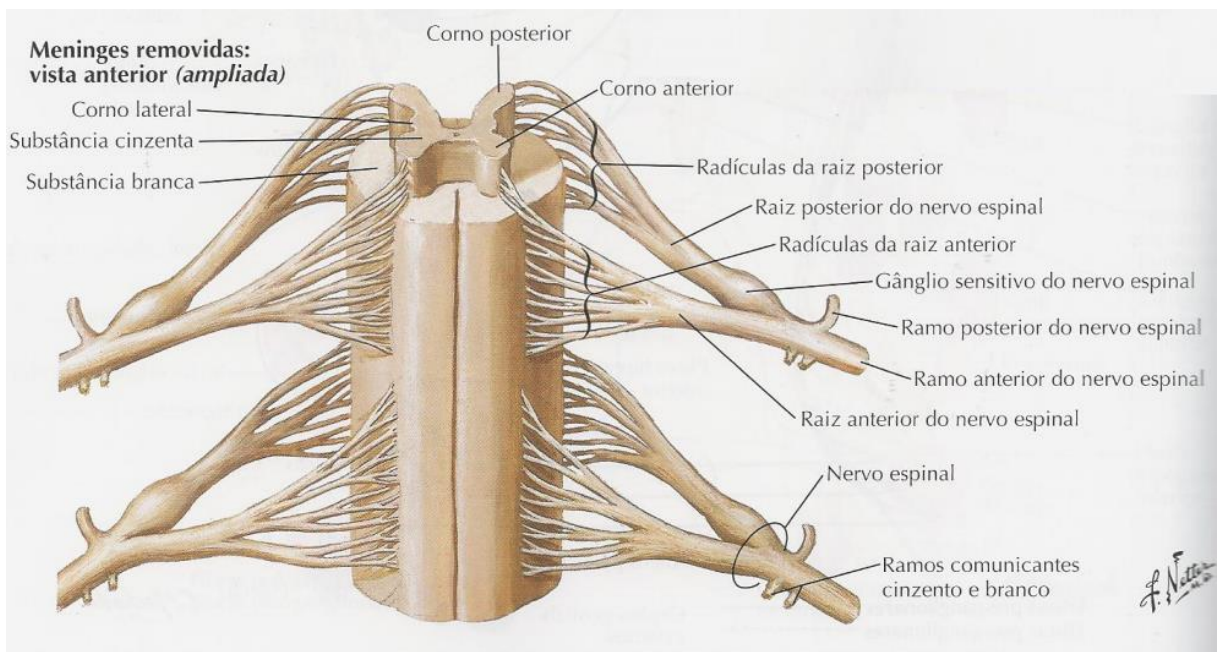


Figura 11 – Corte Transversal da Medula Espinhal.

Fonte: (NETTER, 2011)

O sistema nervoso somático controla fundamentalmente a musculatura esquelética, de contração voluntária. Seus neurônios se localizam na medula espinal e seus axônios saem da medula, constituem nervos e inervam diretamente os músculos do corpo.

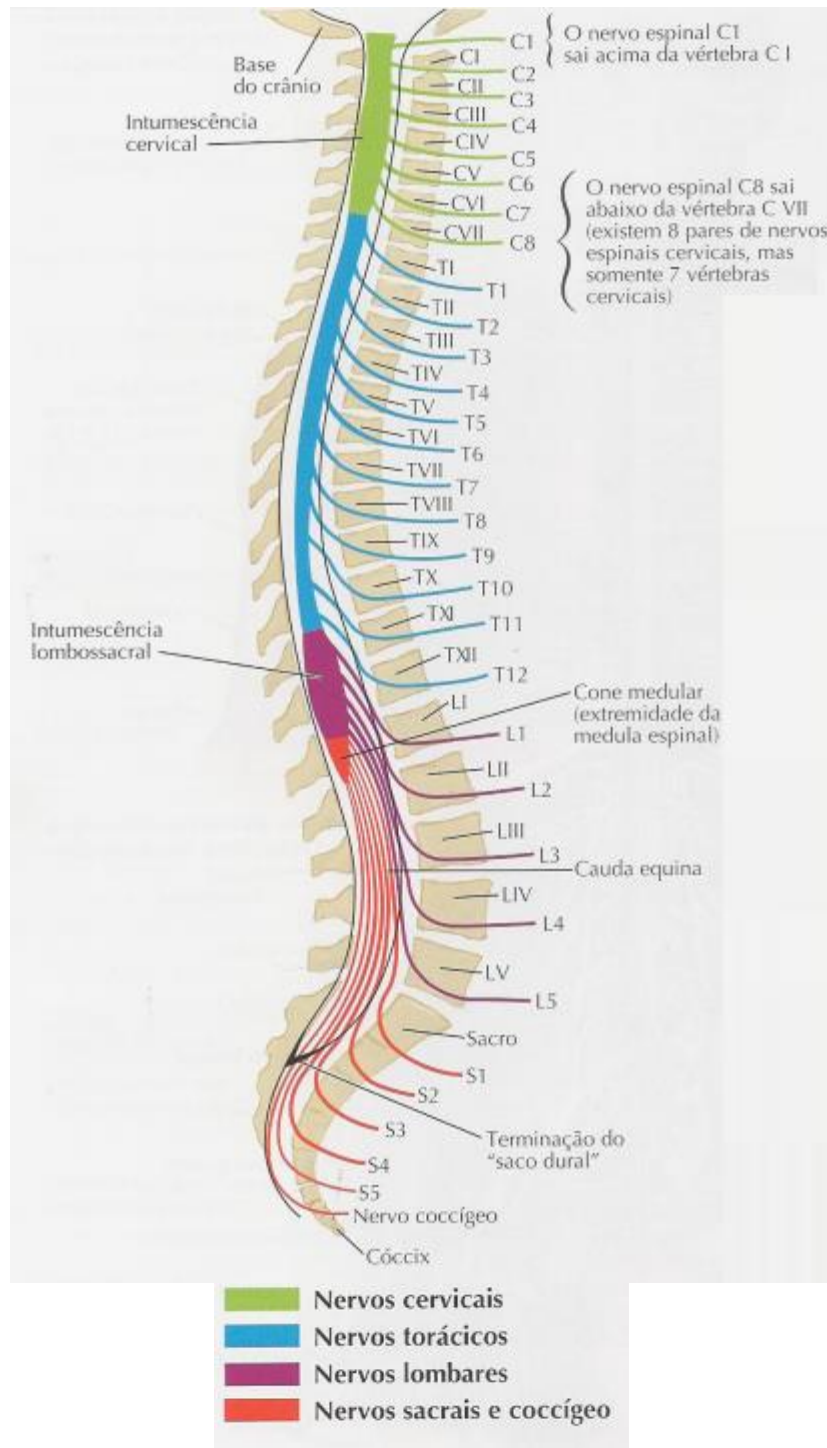


Figura 12 – Relação entre raízes nervosas e as vértebras.

Fonte: (NETTER, 2011)

O sistema nervoso autônomo exerce controle de funções geralmente independentes da vontade. Seus neurônios também estão na medula espinal, porém em locais diferentes dos neurônios do sistema nervoso somático. Seus axônios não inervam diretamente no músculo ou glândulas. Seus axônios se dirigem inicialmente a gânglios nervosos onde estabelecem sinapses com neurônios existentes nos gânglios. Estes segundo neurônios é que emitem axônios que irão inervar músculo liso e glândulas. Desta maneira, no sistema nervoso autônomo existe sempre uma cadeia de dois neurônios que irão inervar as estruturas efetoras, enquanto que no sistema somático o neurônio que está na medula inerva diretamente um músculo.

3.3. LESÃO MEDULAR

Segundo Cerezetti et al. (2012, p. 319)

[...] A Lesão Medular (LM) é uma condição de insuficiência parcial ou total do funcionamento da medula espinal, decorrente da interrupção dos tratos nervosos motor e sensorial desse órgão, podendo levar a alterações nas funções motoras e déficits sensitivos, superficial e profundo nos segmentos corporais localizados abaixo do nível da lesão, além de alterações viscerais, autonômicas, disfunções vasomotoras, esfinterianas, sexuais e tróficas (apud FECHIO, et al. 2009)

O grau das lesões medulares pode ser classificado como completas, onde existe uma perda sensitiva e paralisia motora total abaixo do nível da lesão devido à interrupção completa dos tratos nervosos, e não completa, na qual os grupos musculares e áreas sensitivas que não foram afetados estão preservados (CEREZETTI, 2012).

As causas da lesão medular são de origens traumáticas, causadas por acidentes automobilísticos, ferimentos por armas de fogo entre outros, ou não-traumáticas, relacionadas a tumores, infecções, alterações vasculares, entre outros. Segundo Cerezetti et al. (2012, p. 319) a lesão medular pode ser ocasionada de um choque medular ou progressiva, cujas alterações surgem gradualmente. Segundo Cerezetti et al. (2012, p. 319) “no choque medular observa-se paralisia flácida e anestesia abaixo do nível da lesão, além de alterações esfinterianas, sexuais e na termorregulação”.

Segundo Brasil (2013, P.10), as lesões medulares podem ser classificadas pela Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde (CID-10):

- S14 Traumatismo de nervos e da medula espinhal ao nível cervical;
- S14.0 Concussão e edema da medula cervical;
- S14.1 Outros traumatismos e os não especificados da medula cervical;
- S24 Traumatismo de nervos e da medula espinhal ao nível do tórax;
- S24.0 Concussão e edema da medula espinhal torácica;
- S24.1 Outros traumatismos da medula espinhal torácica e os não especificados;
- S34 - Traumatismo dos nervos e da medula lombar ao nível do abdome, do dorso e da pelve;
- S34.0 Concussão e edema da medula lombar;
- S34.1 Outro traumatismo da medula lombar;
- S34.3 Traumatismo de cauda equina;
- G82 Paraplegia e tetraplegia;
- G82.0 Paraplegia flácida;
- G82.1 Paraplegia espástica;
- G82.2 Paraplegia não especificada;
- G82.3 Tetraplegia flácida;
- G82.4 Tetraplegia espástica;
- G82.5 Tetraplegia não especificada.

Complementando o exposto, segundo Cerezetti et al. (2012, p. 320) “a tetraplegia se refere à paralisia parcial ou completa do tronco e músculos respiratórios e dos quatro membros, sendo resultado de lesões da medula cervical”. Já a paraplegia é “uma paralisia parcial ou completa de parte ou de ambos os membros inferiores e do tronco, resultante de lesões na medula torácica, lombar ou sacral”.

A lesão medular provoca alterações das funções motoras e sensitiva, alterações musculoesqueléticas além do comprometimento dos sistemas urinário, intestinal, respiratório, circulatório, sexual e reprodutivo. Segundo Cerezetti et al. (2012, p. 319) “esse

comprometimento ocorre em consequência da morte dos neurônios da medula e da quebra de comunicação entre os axônios que se originam no cérebro e suas conexões, que compromete a locomoção, ocasionando repouso prolongado, entre outras complicações”.

Outra consequência da lesão medular é a ocorrência de dor após a lesão medular. Segundo Brasil (2013, p.22), “[...] a ossificação heterotópica é a formação de osso em tecidos moles em locais onde normalmente este não existe. Ocorre sempre abaixo do nível de lesão, mais comumente nos quadris, mas pode ocorrer em [...] articulações como joelho, ombro e cotovelo”. Outra consequência decorrente da lesão é a osteoporose, uma diminuição da densidade mineral óssea.

A lesão medular também provoca alterações vasculares, tais como a trombose venosa profunda, a hipotensão postural e a disreflexia autonômica. Segundo Brasil (2013, p.24), a trombose venosa profunda é “[...] decorrente da hipercoagulabilidade sanguínea, das alterações endoteliais e da estase venosa como [...] prevenção o uso precoce de anticoagulantes, movimentação passiva dos membros inferiores e uso de meias elásticas compressivas”.

A hipotensão postural, segundo Brasil (2013, p.25), “[...] é consequência da vasodilatação abaixo do nível de lesão medular e consequente represamento de sangue nos membros inferiores, além da ausência ou diminuição dos reflexos vasomotores posturais”. Já de acordo com Segundo Brasil (2013, p.26)

[...] disreflexia autonômica é uma crise hipertensiva, definida como aumento de 20 mmHg na pressão arterial sistólica e diastólica basal [...], portanto níveis pressóricos considerados normais para a população geral como 120 x 80 mmHg ou 130 x 90 mmHg podem ser elevadas para estes pacientes [...] ocorre em pacientes com lesão medular acima de T6.

Por último, uma das consequências mais comuns causadas pela lesão medular são as úlceras por pressão. Segundo Cerezetti et al. (2012, p. 319) as úlceras se “instalam em regiões do corpo com saliências ósseas e que permanecem por longos períodos em contato com a superfície de apoio”.

3.4. CONSIDERAÇÕES DO CAPÍTULO

Neste capítulo foi apresentado um referencial teórico sobre a fisiologia humana, desde o sistema musculoesquelético e o sistema nervoso, juntos responsáveis pelos movimentos voluntários e involuntários, para embasar a modelagem matemática do movimento do membro inferior e o respectivo controlador. Foram discutidos também sobre as alterações fisiológicas resultantes de um lesionado medular, para compreensão de suas especificidades e limitações para testes com eletroestimulação.

4. MODELO DE CONTROLE UTILIZADO

Neste capítulo serão apresentados os modelos matemáticos dos controladores lineares PI, PID, bem como os controladores não lineares *fuzzy* Takagi-Sugeno com solução por LMI's e controlador adaptativo indireto com *fuzzy* Takagi-Sugeno. A modelagem matemática dos controladores é importante para que possam ser implementados na aplicação dos estímulos em voluntários.

4.1. CONTROLADOR PID

O controlador PID é amplamente utilizado na indústria por sua robustez e simplicidade. É formado por três modos de controle: Proporcional, Derivativo e Integrativo, como indicado na equação (2)

$$u(t) = K_P e(t) + K_D \dot{e}(t) + K_I \int e(t) dt. \quad (2)$$

sendo K_P é o termo da constante proporcional, K_D é a constante do termo derivativo e K_I é a constante do termo integrativo.

No modo proporcional a ação do controle é diretamente proporcional a sua entrada, ou seja, proporcional ao sinal de erro. Já no modo derivativo a ação do controle é proporcional à taxa de variação do sinal de erro. Por fim, no modo integrativo a ação do controle é proporcional à integral do sinal do erro no tempo.

Reescrevendo a equação (2) no domínio da frequência tem-se:

$$G(s) = K_P + K_D s + \frac{K_I}{s} \quad (3)$$

Desenvolvendo a equação (3) pode-se reescrever o controlador PID com um polo em $s=0$ e dois zeros,

$$G(s) = K_D \frac{(s + z_1)(s + z_2)}{s} \quad (4)$$

Portanto para a implementação do controlador PID, é necessário determinar, para um dado processo, os ganhos proporcional, integral e derivativo. Entretanto existem diversos métodos para os ajustes dos parâmetros dos controladores. Um dos métodos adotados neste trabalho foi proposto em (TEIXEIRA; ASSUNÇÃO; COVACIC, 2007), segundo o qual é útil para a obtenção de condições necessárias e suficientes para estabilidade de sistemas com plantas SISO, realimentados através de controladores dos tipos PI, PD e PID, considerando plantas lineares invariantes no tempo.

Segundo Teixeira, Assunção e Covacic, (2007), “através do Critério de Estabilidade de Routh, podem-se obter os valores de $k \in \mathbb{R}$ tais que todas as raízes do polinômio característico $d(s,k)$ tenham parte real negativa, caso existam”, sendo o polinômio característico $d(s,k)$ é dado por:

$$d(s,k) = d_n(k)s^n + \dots + d_1(k)s + d_0(k), \quad (5)$$

onde os coeficientes $d_i(k), i = 1, 2, \dots, n$, são polinômios em k descritos por:

$$d_i(k) = d_{ib_i}k^{b_i} + \dots + d_{i1}k + d_{i0}, \quad (6)$$

para $i = 0, \dots, n$, sendo b_i o grau de $d_i(k)$.

Ainda segundo Teixeira, Assunção e Covacic, (2007), considerando um sistema linear invariante no tempo descrito por

$$G(s, k) = \frac{n(s, k)}{d(s, k)}. \quad (7)$$

O sistema é estável, se e somente se todas as raízes do polinômio característico $d(s, k)$ tiverem parte real negativa. Utilizando o critério de estabilidade de Routh, é possível obter os valores desejados de k .

O método proposto em (TEIXEIRA; ASSUNÇÃO; COVACIC, 2007), foi implementado através de um programa, chamado *stabrange.m*, utilizando o *Matlab*, para determinar a faixa de ganhos do controlador, de modo que o sistema, descrito em (7), seja estável.

O programa solicita ao usuário os coeficientes dos polinômios $n(s)$ e $d(s)$ na forma de vetor. Após a inserção dos vetores, o programa faculta ao usuário especificar uma taxa de decaimento. Em seguida, o usuário escolhe o tipo de controlador, P, PI, PD, PID, entre outros. É proporcionado ao usuário também a possibilidade de alteração do erro de aproximação, inicialmente arbitrada em $\xi = 10^{-6}$. Decorrido os passos, o programa executa a função *srrc.m*, que soluciona o problema principal: determinar a faixa de valores de $k \in \mathbb{R}$, tal que todas as raízes do polinômio característico, descrito em (5), possuem parte real negativa, utilizando o Critério de Estabilidade de Routh.

Por sua vez a função *srrc.m* retorna, em uma variável tipo *string*, os intervalos de k nos quais o sistema é estável, e os limites destes intervalos em uma matriz. Finalmente, o programa mostra a faixa de estabilidade.

Na execução do programa *stabrange.m* para o controlador PID, fixam-se os valores de dois parâmetros, possibilitando determinar a faixa de estabilidade do terceiro parâmetro. Atribuindo-se um conjunto de valores, definido por um valor inicial, um valor final e um valor de incremento, para cada um dos dois parâmetros fixos.

Já no controlador PI despreza-se a componente derivativa da equação (3). Para controladores PI a análise da estabilidade é obtida fixando-se um dos dois parâmetros e determinando-se a faixa de estabilidade do segundo parâmetro, através do Critério de Estabilidade de Routh.

4.2. SISTEMA FUZZY TAKAGI-SUGENO

A teoria nebulosa surge na década de 1960, em Zadeh (1965). A ideia básica é traduzir em termos matemáticos informações imprecisas expressas por um conjunto de regras linguísticas. Este conjunto de regras modela o pensamento humano, capaz de processar informações incertas e qualitativas.

Por exemplo, como se pode dizer que uma pessoa de 1,70 m é alta ou baixa? A problemática pode ser solucionada com um sistema *fuzzy*, onde se tem a seguinte conjuntura:

1. Pessoas abaixo de 1,50 m são baixas;
2. Pessoas acima de 1,90 m são altas;

as outras possibilidades são relações entre estas duas regras. Portanto no exemplo, uma pessoa de 1,70 m é um pouco baixa e também um pouco alta. Seu resultado é uma combinação *fuzzy* das duas regras projetadas.

Aumentando o número de regras, podem-se representar mais fidedignamente situações incertas e imprecisas.

Nos projetos de controladores, a grande dificuldade é fazer com que um sistema com características não lineares se comporte como um sistema linear. A grande maioria dos processos é não linear.

Uma técnica para solucionar o problema desses processos é fazer a linearização da planta em torno de um ponto de operação específico, tornando a planta linear. Para o projeto dos controladores, podem-se utilizar técnicas de controle linear, tais como lugar das raízes, diagrama de Bode e Nyquist e descrição por meio de variáveis de estado.

Entretanto, considerando a dinâmica da planta, fora do ponto de operação definido, o sistema não se comporta da maneira esperada.

Outra técnica pode ser utilizada para solucionar este problema. O modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno (TAKAGI; SUGENO, 1985), (SUGENO; KANG, 1988) descreve um sistema não linear como a combinação de um determinado número de modelos lineares (ou afins) invariantes no tempo locais, os quais descrevem o sistema em diferentes pontos do seu espaço de estados.

As regras linguísticas do modelo *fuzzy* são da forma Se-Então (IF-THEN).

$$\begin{aligned} \text{Regra } i - \text{ Se } : x \text{ é } A_i \text{ (premissa)} \\ \text{Então } : y \text{ é } B_i \text{ (consequência)} \end{aligned} \quad (8)$$

Na regra tem-se uma premissa, fato causador, e uma consequência. O modelo *fuzzy* utiliza regras para fazer a relação entre o conjunto de entrada e saída. Para um determinado valor da entrada, a saída é inferida através dos conjuntos de regras, os quais descrevem linguisticamente a variável.

Uma derivação do modelo *fuzzy* padrão foi proposto por (TAKAGI; SUGENO, 1985) e consiste em utilizar variáveis reais de entrada e saída. Este modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno (TS) faz várias identificações, linearizando a função em diversos pontos de operação diferentes. As diversas funções são unidas para se estimar a função não linear, como representado na Figura 13.

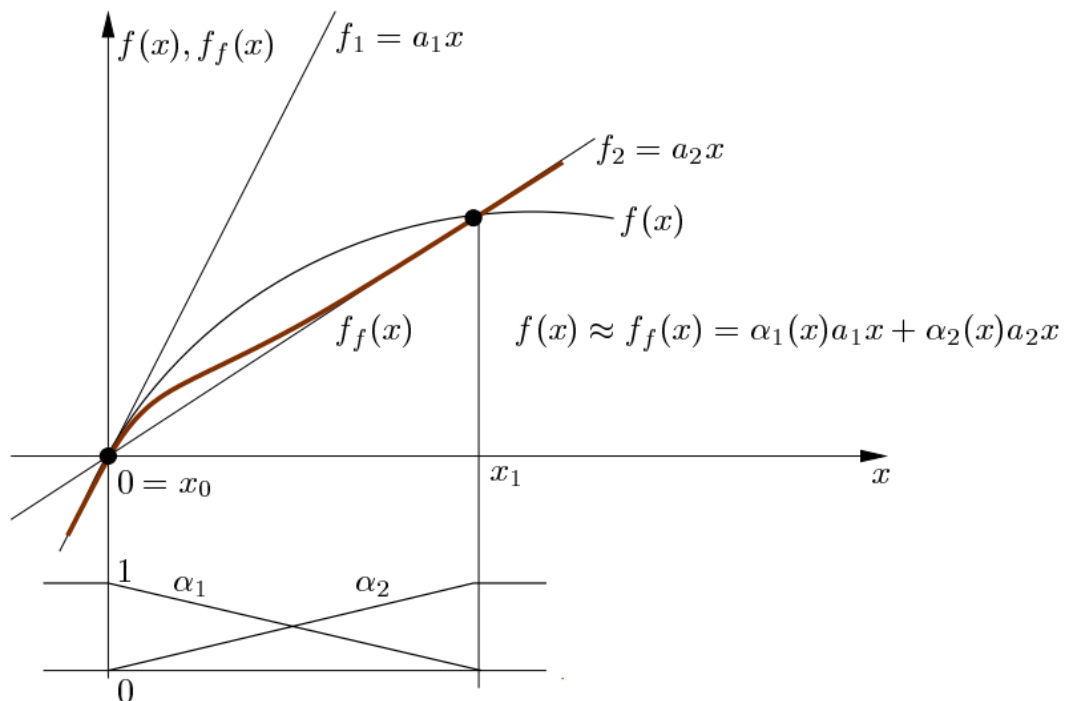


Figura 13 – Aproximação da função utilizando *fuzzy* T-S.

Fonte: (MACHADO, 2003).

É possível identificar, na Figura 13, as duas linearizações da função $f(x)$. A primeira linearização $f_1(x)$ é feita no ponto de operação $x_0 = 0$. Já a segunda linearização $f_2(x)$ é feita no ponto de operação x_1 . As duas funções lineares não representam a função não linear $f(x)$. Uma boa aproximação desta função se dá pela união das duas funções lineares. Portanto, uma aproximação ($f_f(x)$) foi feita através das funções linearizadas. Considerando $f_1(x)$ e $f_2(x)$ como modelos locais, e $\alpha_1(x)$ e $\alpha_2(x)$ como funções de pertinência, vê-se que $\alpha_1(x)$ e $\alpha_2(x)$ encontram-se no intervalo entre 0 e 1. Quando $x = x_0 = 0$, a função $\alpha_1(x)$ vale 1 e a função $\alpha_2(x)$ vale 0. Já no ponto de operação $x = x_1$, a função $\alpha_1(x)$ vale 0 e a função $\alpha_2(x)$ vale 1. Ao longo da curva das funções pode-se ver que esses valores vão se alternando. Este exemplo levou em consideração apenas duas regras linguísticas, ou seja, duas funções de pertinência, entretanto quanto mais funções de pertinência geradas, melhor será a aproximação da função não linear.

O modelo *fuzzy* T-S apresenta o seguinte formato de regra:

$$\begin{aligned} \text{Regra } i - \text{ Se : } x \text{ é } A_i \text{ (premissa)} \\ \text{Então : } y = cx \text{ (consequência)} \end{aligned} \tag{9}$$

A alteração na consequência da regra faz com que a combinação *fuzzy* dispense as variáveis linguísticas, sendo representada por uma equação linear.

A combinação *fuzzy* entre os modelos locais é realizada através das funções de pertinência.

As funções de pertinência têm seus valores variantes, de forma contínua, dentro dos limites compreendidos de 0 a 1. Sua característica é diferente da lógica digital, onde apenas ter-se-iam valores de “0” ou “1”. Na Figura 13, a função de pertinência utilizada para a combinação entre os dois modelos locais foi a de formato triangular. A Figura 14 mostra os demais formatos utilizados para as funções de pertinência, cabendo a escolha do formato da função de pertinência à experiência do projetista.

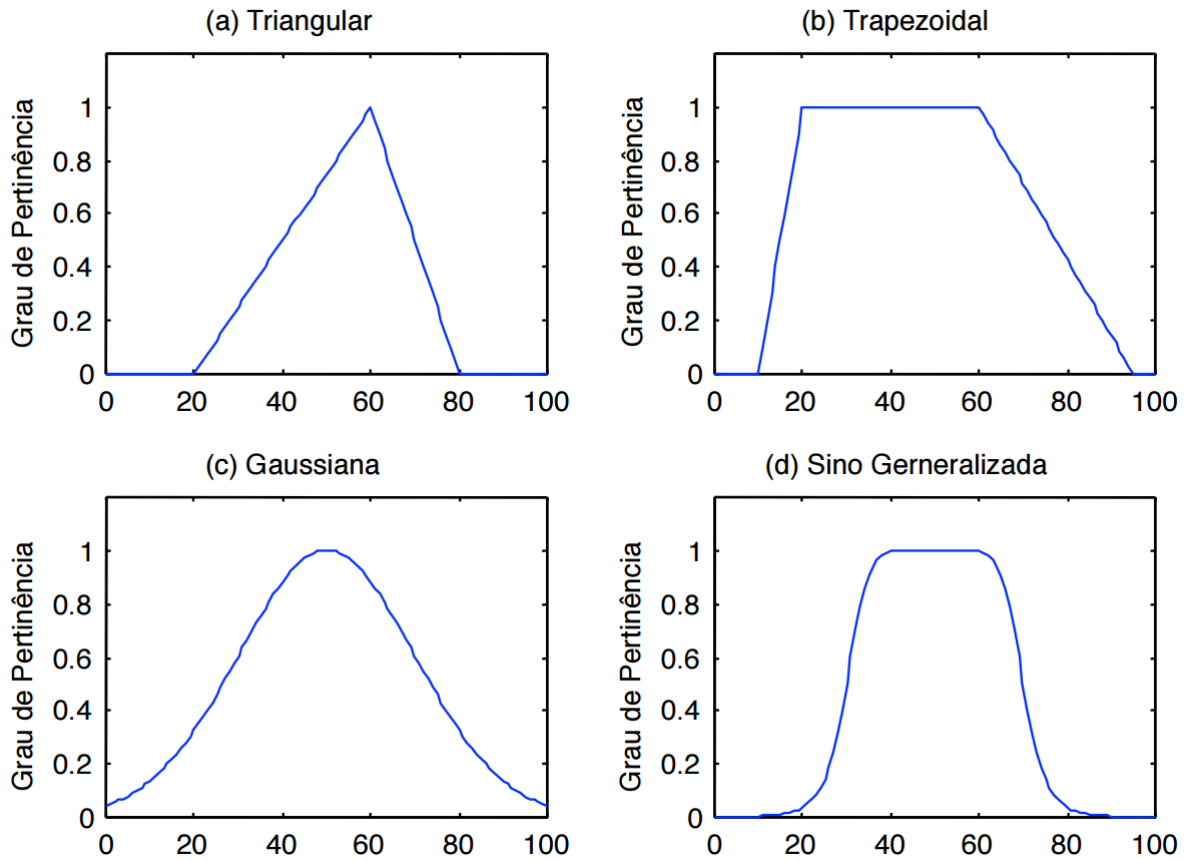


Figura 14 – Funções de pertinência.

Fonte: (PATRI, 2015).

4.2.1. Equacionamento *fuzzy* Takagi - Sugeno

Segundo Taniguchi et al.(2001), pode-se representar sistemas não lineares através de modelos *fuzzy* T-S. Para cada regra i , o modelo *fuzzy* da planta pode ser expresso por:

$$\begin{aligned} \dot{x}(t) &= \mathbf{A}_i x(t) + \mathbf{B}_i u(t), \\ y(t) &= \mathbf{C}_i x(t), \end{aligned} \tag{10}$$

considerando $i = 1, 2, \dots, r$, onde r é o número de modelos locais lineares, o vetor de estados é $x(t) \in \mathbb{R}^n$, o vetor de entrada é $u(t) \in \mathbb{R}^m$, o vetor de saída é $y(t) \in \mathbb{R}^q$, $\mathbf{A}_i \in \mathbb{R}^{n \times n}$, $\mathbf{B}_i \in \mathbb{R}^{n \times m}$ e $\mathbf{C}_i \in \mathbb{R}^{q \times n}$.

Assim, cada regra do modelo *fuzzy* TS é descrita por:

$$\begin{aligned} & \text{Regra } i: \text{ Se } z_1(t) \text{ é } M_i^1 \text{ e } \dots \text{ e } z_p(t) \text{ é } M_p^i \\ & \text{Então } \begin{cases} \dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{A}_i \mathbf{x}(t) + \mathbf{B}_i \mathbf{u}(t), \\ \mathbf{y}(t) = \mathbf{C}_i \mathbf{x}(t), \end{cases} \end{aligned} \quad (11)$$

sendo M_j^i , para $j = 1, 2, \dots, p$ o conjunto *fuzzy* j da regra i e $z_1(t), \dots, z_p(t)$ as variáveis premissas. Considerando $\mu_j^i(z_j(t))$ como sendo a função de pertinência do conjunto *fuzzy* M_j^i tem-se:

$$\omega^i(\mathbf{z}(t)) = \prod_{j=1}^p \mu_j^i(z_j(t)), \quad \mathbf{z}(t) = [z_1(t) z_2(t) \dots z_p(t)]. \quad (12)$$

Considerando $\mu_j^i(z_j(t)) \geq 0$, para $i = 1, 2, \dots, r$, tem-se:

$$\omega^i(\mathbf{z}(t)) \geq 0 \text{ e } \sum_{i=1}^r \omega^i(\mathbf{z}(t)) > 0. \quad (13)$$

Para um sistema não linear, adota-se o vetor de estado do sistema $\mathbf{x}(t)$ como sendo o vetor das variáveis premissas $\mathbf{z}(t)$. Assim, $\mathbf{x}(t) = \mathbf{z}(t)$. Para a obtenção do modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno, dado um par $(\mathbf{x}(t), \mathbf{u}(t))$, o sistema é obtido como a média ponderada dos modelos locais, dada por:

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{x}}(t) &= \frac{\sum_{i=1}^r \omega^i(\mathbf{x}(t)) (\mathbf{A}_i \mathbf{x}(t) + \mathbf{B}_i \mathbf{u}(t))}{\sum_{i=1}^r \omega^i(\mathbf{x}(t))}, \\ \dot{\mathbf{x}}(t) &= \sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) (\mathbf{A}_i \mathbf{x}(t) + \mathbf{B}_i \mathbf{u}(t)), \end{aligned} \quad (14)$$

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \left(\sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \mathbf{A}_i \right) \mathbf{x}(t) + \left(\sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \mathbf{B}_i \right) \mathbf{u}(t),$$

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{A}(\alpha) \mathbf{x}(t) + \mathbf{B}(\alpha) \mathbf{u}(t),$$

sendo

$$\alpha_i(\mathbf{x}(t)) = \frac{\omega^i(\mathbf{x}(t))}{\sum_{i=1}^r \omega^i(\mathbf{x}(t))} \quad (15)$$

$$\alpha_i = [\alpha_1, \dots, \alpha_r]^T, \quad i = 1, 2, \dots, r. \quad (16)$$

A equação (14), para um sistema não forçado, ou seja, $\mathbf{u}(t) = 0$, fica como segue:

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \frac{\sum_{i=1}^r \omega^i(\mathbf{x}(t)) \mathbf{A}_i \mathbf{x}(t)}{\sum_{i=1}^r \omega^i(\mathbf{x}(t))},$$

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \mathbf{A}_i \mathbf{x}(t), \quad (17)$$

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{A}(\alpha) \mathbf{x}(t).$$

A saída para os casos forçado e não forçado é dada por:

$$\mathbf{y}(t) = \frac{\sum_{i=1}^r \omega^i(\mathbf{x}(t)) \mathbf{C}_i \mathbf{x}(t)}{\sum_{i=1}^r \omega^i(\mathbf{x}(t))},$$

$$\mathbf{y}(t) = \sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \mathbf{C}_i \mathbf{x}(t), \quad (18)$$

$$\mathbf{y}(t) = \mathbf{C}(\alpha) \mathbf{x}(t).$$

Para $i = 1, 2, \dots, r$, a equação (15) torna-se:

$$\alpha_i(x(t)) \geq 0 \text{ e } \sum_{i=1}^r \alpha_i(x(t)) = 1. \quad (19)$$

4.3. CONTROLADOR CONTÍNUO NO TEMPO UTILIZADO MODELO FUZZY T-S

Os controladores *fuzzy* T-S foram projetados utilizando o conceito da Compensação Distribuída Paralela (CDP), (TANAKA; IKEDA; WANG, 1998). Estes controladores atuam na estabilização do sistema não linear. O conceito básico para o projeto é fazer um compensador para cada regra do modelo *fuzzy*, sendo utilizadas leis de controle baseadas em controles lineares, para cada regra. Portanto o controlador *fuzzy* global resultante, que é, em geral, não linear, é uma combinação *fuzzy* de cada controlador linear individual. O controlador *fuzzy* via CDP para cada regra i , possui a seguinte estrutura:

$$\begin{aligned} \text{Regra } i: \text{ Se } x_1(t) \text{ é } M_i^1 \text{ e } \dots \text{ e } x_p(t) \text{ é } M_p^i \\ \text{Então } \mathbf{u}(t) = -\mathbf{F}_i \mathbf{x}(t). \end{aligned} \quad (20)$$

Seguindo os passos da equação (14) o controlador *fuzzy* pode ser dado por:

$$\begin{aligned} \mathbf{u}(t) &= -\frac{\sum_{i=1}^r \omega^i(\mathbf{x}(t)) \mathbf{F}_i \mathbf{x}(t)}{\sum_{i=1}^r \omega^i(\mathbf{x}(t))}, \\ \mathbf{u}(t) &= -\sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \mathbf{F}_i \mathbf{x}(t), \\ \mathbf{u}(t) &= -\mathbf{F}(\alpha) \mathbf{x}(t). \end{aligned} \quad (21)$$

O objetivo do controlador *fuzzy* é determinar os ganhos de realimentação locais \mathbf{F}_i nas partes consequentes. Os modelos locais são dados substituindo a equação (21) na equação (14):

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \mathbf{A}_i \mathbf{x}(t) + \sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \mathbf{B}_i \left[- \sum_{j=1}^r \alpha_j(\mathbf{x}(t)) \mathbf{F}_j \mathbf{x}(t) \right], \quad (22)$$

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \mathbf{A}_i \mathbf{x}(t) - \sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \sum_{j=1}^r \alpha_j(\mathbf{x}(t)) \mathbf{B}_i \mathbf{F}_j \mathbf{x}(t). \quad (23)$$

Tendo os modelos lineares locais, deve-se projetar um controlador de realimentação linear. Para isto, tem-se das equações (19) e (23):

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \sum_{j=1}^r \alpha_j(\mathbf{x}(t)) \mathbf{A}_i \mathbf{x}(t) - \sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \sum_{j=1}^r \alpha_j(\mathbf{x}(t)) \mathbf{B}_i \mathbf{F}_j \mathbf{x}(t), \quad (24)$$

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \sum_{i=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \sum_{j=1}^r \alpha_j(\mathbf{x}(t)) (\mathbf{A}_i - \mathbf{B}_i \mathbf{F}_j) \mathbf{x}(t), \quad (25)$$

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^r \alpha_i(\mathbf{x}(t)) \alpha_j(\mathbf{x}(t)) (\mathbf{A}_i - \mathbf{B}_i \mathbf{F}_j) \mathbf{x}(t). \quad (26)$$

4.3.1. Estabilidade segundo Lyapunov para sistemas *fuzzy T-S*

No projeto de um controlador para um sistema, deve-se garantir que o sistema se torne estável. Portanto, a estabilidade é um dos parâmetros mais importantes do controle. Existem algumas ferramentas para a análise da estabilidade do sistema, entre elas podem ser citadas o critério de estabilidade de Routh e o de Nyquist, ambos para sistemas lineares e invariantes no tempo (OGATA, 2004). Entretanto, como o sistema aqui trabalhado tem comportamento não linear, esses critérios de estabilidade não se aplicam. Para tanto, foi utilizado o critério de estabilidade proposto por Lyapunov. As condições suficientes para a estabilidade utilizam funções do tipo $V(\mathbf{x}(t)) = \mathbf{x}(t)^T \mathbf{P} \mathbf{x}(t)$, com $\mathbf{P} = \mathbf{P}^T > 0$, ou seja, \mathbf{P}

simétrica e definida positiva. Portanto, deve-se derivar $V(x)$ em função do tempo para verificar a existência de uma matriz P tal que $\dot{V}(x) < 0$ para $x \neq 0$ e $\dot{V}(0) = 0$. Sendo factível, o ponto de equilíbrio é globalmente assintoticamente estável. Para isso:

$$V(x(t)) = x^T P x > 0, \quad (27)$$

$$\dot{V}(x) = x^T P \dot{x} + \dot{x}^T P x < 0, \quad (28)$$

Antes de aplicar os critérios de estabilidade segundo Lyapunov ao controlador no modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno, inicialmente, define-se:

$$G_{ij} = (A_i - B_i F_j). \quad (29)$$

Substituindo a equação (29) na equação (26)

$$\dot{x}(t) = \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^r \alpha_i(x(t)) \alpha_j(x(t)) G_{ij} x(t). \quad (30)$$

Segundo Gaino (2009), o ponto de equilíbrio $x=0$ do sistema *fuzzy* contínuo descrito por (14), para $u(t) = 0$, é assintoticamente estável, globalmente, se existe uma matriz simétrica definida positiva com P tal que

$$A_i^T P + P A_i < 0, \quad (31)$$

para $i = 1, 2, \dots, r$, isto é, para todos os subsistemas.

Portanto, as condições que garantem a estabilidade assintótica global do ponto de equilíbrio $x=0$ do sistema (14) realimentado com a lei de controle (21) são:

$$\mathbf{P} > 0, \quad \mathbf{P} = \mathbf{P}^T; \quad (32)$$

$$\mathbf{G}_{ij}^T \mathbf{P} + \mathbf{P} \mathbf{G}_{ij} < 0, \quad i = j = 1, 2, \dots, r; \quad (33)$$

$$\left(\frac{\mathbf{G}_{ij}^T + \mathbf{G}_{ji}^T}{2} \right) \mathbf{P} + \mathbf{P} \left(\frac{\mathbf{G}_{ij} + \mathbf{G}_{ji}}{2} \right) \leq 0, \text{ para } i < j. \quad (34)$$

4.4. MODELAGEM DO CONTROLADOR FUZZY T-S UTILIZANDO LMI'S

As LMI's (*Linear Matrix Inequalities*) são ferramentas poderosas para o projeto de controladores através de soluções numéricas.

Sendo a lei de controle com realimentação descrita na equação (21) e aplicada na equação (14) e as condições de estabilidade, para o sistema, descritas em (32), (33) e (34), substituindo a equação (29) na (33), tem-se:

$$(\mathbf{A}_i - \mathbf{B}_i \mathbf{F}_j)^T \mathbf{P} + \mathbf{P} (\mathbf{A}_i - \mathbf{B}_i \mathbf{F}_j) < 0, \quad (35)$$

$$(\mathbf{A}_i^T - \mathbf{F}_j^T \mathbf{B}_i^T) \mathbf{P} + \mathbf{P} (\mathbf{A}_i - \mathbf{B}_i \mathbf{F}_j) < 0, \quad (36)$$

$$\mathbf{A}_i^T \mathbf{P} - \mathbf{F}_j^T \mathbf{B}_i^T \mathbf{P} + \mathbf{P} \mathbf{A}_i - \mathbf{P} \mathbf{B}_i \mathbf{F}_j < 0. \quad (37)$$

Definindo:

$$\mathbf{X} = \mathbf{P}^{-1}, \mathbf{M}_j = \mathbf{F}_j \mathbf{X} \rightarrow \mathbf{F}_j = \mathbf{M}_j \mathbf{X}^{-1}, \quad (38)$$

e substituindo a equação (38) na (37), tem-se:

$$\mathbf{A}_i^T \mathbf{X}^{-1} - \mathbf{X}^{-1} \mathbf{M}_j^T \mathbf{B}_i^T \mathbf{X}^{-1} + \mathbf{X}^{-1} \mathbf{A}_i - \mathbf{X}^{-1} \mathbf{B}_i \mathbf{M}_j \mathbf{X}^{-1} < 0, \quad (39)$$

Multiplicando a equação (39) à esquerda e à direita por \mathbf{X} , tem-se:

$$\mathbf{X} \mathbf{A}_i^T - \mathbf{M}_j^T \mathbf{B}_i^T + \mathbf{A}_i \mathbf{X} - \mathbf{B}_i \mathbf{M}_j < 0. \quad (40)$$

Portanto:

$$-\mathbf{X} \mathbf{A}_i^T + \mathbf{M}_j^T \mathbf{B}_i^T - \mathbf{A}_i \mathbf{X} + \mathbf{B}_i \mathbf{M}_j > 0, \quad \text{para } i = 1, 2, \dots, r. \quad (41)$$

Analogamente, da condição (34) extrai-se:

$$-\mathbf{X} \mathbf{A}_i^T + \mathbf{M}_j^T \mathbf{B}_i^T - \mathbf{X} \mathbf{A}_j^T + \mathbf{M}_i^T \mathbf{B}_j^T - \mathbf{A}_i \mathbf{X} + \mathbf{B}_i \mathbf{M}_j - \mathbf{A}_j \mathbf{X} + \mathbf{B}_j \mathbf{M}_i \geq 0, \quad (42)$$

para $i = 1, 2, \dots, r - 1$ e $j = i + 1, i + 2, \dots, r$.

Portanto, as LMI's (41) e (42) garantem a estabilidade assintótica global do sistema.

4.4.1. Taxa de decaimento para sistemas *fuzzy* T-S

Como já visto anteriormente, a estabilidade é o principal parâmetro a ser considerado para o projeto do controlador. Entretanto, outros índices de desempenho também devem ser considerados, tais como a velocidade de resposta e as restrições na entrada e saída. Segundo Gaino (2009), a velocidade de resposta está relacionada com a taxa de decaimento β . Para a obtenção da taxa de decaimento β , considere a função candidata de Lyapunov $V(\mathbf{x}(t)) = \mathbf{x}(t)^T \mathbf{P} \mathbf{x}(t)$ tal que $\dot{V}(\mathbf{x}) < 0$ para $\mathbf{x} \neq 0$. Para tanto, a taxa de decaimento β é

obtida se a condição $\dot{V}(x) < 2\beta V(x(t))$ (TANAKA; IKEDA; WANG, 1998) é satisfeita para todas as trajetórias.

Considerando a estabilidade do sistema, obtida nas LMI's(41) e (42) as LMI's que garantem a estabilidade assintótica global do ponto de equilíbrio $x=0$ do sistema, com taxa de decaimento maior ou igual a β , são dadas em (43) e (44):

$$-XA_i^T + M_j^T B_i^T - A_i X + B_i M_j - 2\beta X > 0, \quad \text{para } i = 1, 2, \dots, r. \quad (43)$$

$$\begin{aligned} -XA_i^T + M_j^T B_i^T - XA_j^T + M_i^T B_j^T - A_i X + B_i M_j - A_j X + B_j M_i - 4\beta X \geq 0, \\ \text{para } i = 1, 2, \dots, r-1, \quad \text{e } j = i+1, i+2, \dots, r. \end{aligned} \quad (44)$$

4.4.2. Restrição na entrada para sistemas *fuzzy* T-S

Outra figura de mérito importante, a restrição na entrada $\|u(t)\|_2 \leq \mu$ é imposta para todo o tempo $t \geq 0$, se as LMI's:

$$\begin{bmatrix} 1 & x(0)^T \\ x(0) & X \end{bmatrix} \geq 0, \quad (45)$$

$$\begin{bmatrix} X & M_i^T \\ M_i & \mu^2 I \end{bmatrix} \geq 0, \quad (46)$$

forem satisfeitas (BOYD et al. 1994), juntamente com a condição de estabilidade descrita nas LMI's (41) e (42), sendo $X = P^{-1}$, $M_j = F_j X$ e a condição inicial $x(0)$ do sistema conhecida.

4.4.3. Restrição na saída para sistemas *fuzzy* T-S

Assumindo que a condição inicial $x(0)$ é conhecida e utilizando a equação (18), a restrição na saída $\|y(t)\|_2 \leq \lambda$ são imposta para todo o tempo $t \geq 0$, se as LMI's:

$$\begin{bmatrix} 1 & x(0)^T \\ x(0) & X \end{bmatrix} \geq 0, \quad (47)$$

$$\begin{bmatrix} X & XC_i^T \\ C_i X & \lambda^2 I \end{bmatrix} \geq 0, \quad (48)$$

forem satisfeitas (BOYD et al. 1994), juntamente com a condição de estabilidade e taxa de decaimento descrita nas LMI's (43) e (44).

4.5. CONTROLADOR DISCRETO NO TEMPO UTILIZANDO MODELO *FUZZY T-S*

Os controladores *fuzzy* Takagi-Sugeno discretos no tempo, projetados para controlar o ângulo do joelho de indivíduos, utilizam um método de discretização de sistemas não lineares contínuos no tempo baseado em controladores lineares discretos no tempo por emulação, considerando um período de amostragem suficientemente pequeno (GAINO, 2009).

Para discretizar as plantas lineares invariantes no tempo, pode-se utilizar de metodologia convencional. Para tal, considere o sistema descrito por

$$\begin{cases} \dot{x}(t) = A_i x(t) + B_i u(t), \\ y(t) = C_i x(t). \end{cases} \quad (49)$$

Caso a entrada $u(t)$ seja gerada por um computador digital, seguido de conversor digital para analógico, com T sendo o período de amostragem, pode-se definir,

$$u(t) = u(kT), t \in]kT, kT + T]. \quad (50)$$

Para as equações (49) e (50), a discretização do modelo, segundo (OGATA, 2004), é dada por:

$$\begin{aligned} x(kT + T) &= e^{AT}x(kT) + \int_{kT}^{kT+T} e^{A(kT+T-r)}Bu(kT)dr, \\ &= \hat{T}x(kT) + Ku(kT). \end{aligned} \quad (51)$$

Da equação (51) tem-se:

$$\begin{aligned} \hat{T} &= e^{AT} = I + AT\psi, \quad K = \psi TB, \\ \psi &= I + \frac{AT}{2!} + \frac{A^2T^2}{3!} + \dots \end{aligned} \quad (52)$$

Segundo Gaino (2009), podem-se desprezar as ordens altas da série, tornando $\psi = I$, se o período de amostragem for suficientemente pequeno e assumindo $A = \alpha_1(x(t))A_1 + \alpha_2(x(t))A_2$ sendo $\alpha_1(x(t)), \alpha_2(x(t))$ funções de pertinência e A_1, A_2 valores mínimo e máximo no conjunto convexo de A .

A regra do modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno discreto, relacionada ao modelo local da equação (11) é:

$$\begin{aligned} \text{Regra } i: & \text{ Se } x_1(kT) \text{ é } M_1^i \text{ e } \dots \text{ e } x_p(kT) \text{ é } M_p^i \\ \text{Então } & \begin{cases} x(kT + T) = L_i x(kT) + V_i u(kT), \\ y(kT) = J_i x(kT). \end{cases} \end{aligned} \quad (53)$$

Como demonstrado em Gaino (2009):

$$\begin{aligned} L_i &= e^{A_i T} = I + A_i T \psi_i, \quad V_i = \psi_i T B_i, \\ \psi &= I + \frac{A_i T}{2!} + \frac{A_i^2 T^2}{3!} + \dots \end{aligned} \quad (54)$$

Definindo $M_j^i, j = 1, 2, \dots, p$ como o conjunto *fuzzy* j da regra i , as variáveis premissas $x_1(kT), \dots, x_p(kT)$ e a função de pertinência $\mu_j^i(x_j(kT))$ do conjunto *fuzzy*, na equação (53), tem-se:

$$\omega^i(x(kT)) = \prod_{j=1}^p \mu_j^i(x_j(kT)), \quad x(kT) = [x_1(kT) \ x_2(kT) \ \dots \ x_p(kT)]^T. \quad (55)$$

Considerando $\mu_j^i(x_j(kT)) \geq 0$, para $i = 1, 2, \dots, r$, tem-se:

$$\omega^i(x(kT)) \geq 0 \text{ e } \sum_{i=1}^r \omega^i(x(kT)) > 0, \quad (56)$$

Define-se:

$$\alpha_i(kT) = \frac{\omega^i(x(kT))}{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(kT))}, \quad (57)$$

tal que:

$$\alpha_i(kT) \geq 0 \text{ e } \sum_{i=1}^r \alpha^i(x(kT)) = 1. \quad (58)$$

Portanto, a forma discretizada para o modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno é:

$$\begin{aligned} x(kT + T) &= \frac{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(kT))(L_i x(kT) + V_i u(kT))}{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(kT))}, \\ &= L(\alpha)x(kT) + V(\alpha)u(kT), \end{aligned} \quad (59)$$

sendo L e V definidos na equação (54).

Para o método de discretização proposto em Gaino (2009), considere o modelo *fuzzy* T-S contínuo no tempo dado por:

$$\dot{x}(t) = \sum_{i=1}^r \alpha_i(x(t))(A_i x(t) + B_i u(t)), \quad (60)$$

De Gaino (2009) considerando o modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno, contínuo no tempo, descrito na equação (60). Para o período de amostragem T , suficientemente pequeno, a equação (60) pode ser bem representada através do modelo *fuzzy* T-S, discreto no tempo, apresentado em (59), sendo que:

$$L_i = I + A_i T, \quad V_i = T B_i, \quad (61)$$

para $i = 1, 2, \dots, r$.

4.5.1. Controlador discreto utilizando *fuzzy* T-S

O projeto do controlador discreto utiliza a Compensação Distribuída Paralela (GAINO, 2009), sendo que o controlador resultante global, não linear, é uma combinação *fuzzy* de cada controlador linear individual. Portanto, a fim de assegurar a estabilidade assintótica do modelo descrito em (60), utilizando a lei de controle descrita em (21) de forma discreta, tem-se:

$$u(kT) = - \frac{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(kT)) F_i x(kT)}{\sum_{i=1}^r \omega^i(x(kT))},$$

$$u(kT) = - \sum_{i=1}^r \alpha_i(x(kT)) F_i x(kT), \quad (62)$$

$$u(kT) = -F(\alpha)x(kT).$$

O sistema em malha fechada é descrito por:

$$x(kT + T) = \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^r \alpha_i(x(kT)) \alpha_j(x(kT)) (L_i - V_i F_j) x(kT). \quad (63)$$

4.5.2. Análise da estabilidade para sistemas *fuzzy* T-S

É fundamental garantir a estabilidade do sistema, assim definindo:

$$Q_{ij} = (L_i - V_i F_j), \quad (64)$$

a equação (63) torna-se:

$$x(kT + T) = \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^r \alpha_i(x(kT)) \alpha_j(x(kT)) Q_{ij} x(kT). \quad (65)$$

$$x(kT + T) = \sum_{i=1}^r \alpha_i^2(x(kT)) Q_{ii} x(kT) + 2 \sum_{i < j}^r \alpha_i(x(kT)) \alpha_j(x(kT)) \left\{ \frac{Q_{ij} + Q_{ji}}{2} \right\} x(kT), \quad (66)$$

sendo que por definição,

$$\sum_{i < j}^r \alpha_{ij} = \sum_{i=1}^{r-1} \sum_{j=i+1}^r \alpha_{ij}. \quad (67)$$

De (TANAKA; WANG, 2001) o ponto de equilíbrio $x = 0$ do sistema *fuzzy* discreto descrito pela equação (66) é globalmente assintoticamente estável, se existe uma matriz simétrica positiva definida comum P tal que,

$$\left\{ \frac{Q_{ij} + Q_{ji}}{2} \right\}^T P \left\{ \frac{Q_{ij} + Q_{ji}}{2} \right\} - P < 0, \quad (68)$$

para $i = 1, 2, \dots, r$, isto é, para todos os subsistemas.

Portanto, as condições para a estabilidade assintótica global do sistema discreto, descrito em (59) e realimentado com a lei de controle (62) são:

$$P > 0, \quad P = P^T; \quad (69)$$

$$Q_{ij}^T P Q_{ij} - P < 0, \quad i = 1, 2, \dots, r; \quad (70)$$

$$\left(\frac{Q_{ij}^T + Q_{ji}^T}{2} \right)^T P \left(\frac{Q_{ij} + Q_{ji}}{2} \right) - P \leq 0, \quad (71)$$

para $i = 1, 2, \dots, r - 1$ e $j = i + 1, i + 2, \dots, r$.

As condições de estabilidade representadas pelas LMI's, dadas em (69), (70) e (71), segundo (TANAKA; WANG, 2001), apresentam condições relaxadas que aumentam a área de factibilidade do sistema. Para o projeto do controlador *fuzzy* com a taxa de decaimento, deve-se encontrar $X > 0$, $W \geq 0$ e $Y \geq 0$, tais que:

$$P > 0, \quad P = P^T; \quad (72)$$

$$Q_{ii}^T P Q_{ii} - \sigma^2 P + (s - 1)W < 0, \quad i = 1, 2, \dots, r; \quad (73)$$

$$\left(\frac{Q_{ij}^T + Q_{ji}^T}{2} \right)^T P \left(\frac{Q_{ij} + Q_{ji}}{2} \right) - \sigma^2 P - W \leq 0, \quad (74)$$

para $i = 1, 2, \dots, r - 1$ e $j = i + 1, i + 2, \dots, r$.

A taxa de decaimento é $\beta = \sigma^2, 0 \leq \beta < 1$ e s é o número de regras que estão ativas. Portanto, as LMI's que solucionam itens (72), (73) e (74), usando complemento de Schur (BOYD et al., 1994), (TANAKA; WANG, 2001) são:

$$\begin{bmatrix} \beta X - (s-1)Y & XL_i^T - M_i^T V_i^T \\ L_i X - V_i M_i & X \end{bmatrix} > 0,$$

$$\begin{bmatrix} \beta X + Y & \frac{1}{2}(L_i X + L_j X - V_i M_j - V_j M_i)^T \\ \frac{1}{2}(L_i X + L_j X - V_i M_j - V_j M_i) & X \end{bmatrix} \geq 0. \quad (75)$$

sendo $X = P^{-1}, M_i = F_i X$ e $Y = X W X$.

Caso a LMI (75) seja factível para $i, j = 1, 2, \dots, r$ e $X = X^T > 0$, os ganhos do controlador podem ser obtidos através de:

$$F_i = M_i X^{-1}, \quad i = 1, 2, \dots, r. \quad (76)$$

4.6. MODELAGEM DO CONTROLADOR FUZZY T-S ADAPTATIVO INDIRETO POR RASTREAMENTO

O controlador adaptativo surgiu da necessidade de o controlador se adaptar às mudanças do sistema que está sendo controlado. Pode ser classificado como direto ou indireto. O controlador adaptativo direto é ajustado diretamente sem se referir a qualquer modelo de planta, sendo o ajuste realizado apenas com base na classificação do erro de performance em malha fechada. O controlador indireto faz a identificação do modelo da planta e em seguida deriva um controlador com base neste modelo identificado. O cálculo do controlador é realizado simultaneamente com a identificação da planta, de tal modo que o modelo e o controlador evoluem conjuntamente.

No controlador indireto o controlador é baseado na estimativa atual da planta, de modo que o controlador se torna imune à alteração que a planta venha a sofrer.

4.6.1. Identificação mínimos quadrados da forma *fuzzy* T-S

A identificação de sistemas visa representar um sistema real através de um modelo matemático, que é um análogo matemático que representa algumas características observadas em tais sistemas (AGUIRRE, 2000). Entretanto o modelo matemático não retrata fielmente todas as características do sistema real, ficando, portanto, bem definido a existência de aproximações. Para a identificação foi utilizado o método dos mínimos quadrados, o qual minimizar a soma dos quadrados da diferença entre o valor medido e o calculado para estimar uma grandeza desconhecida.

Outrossim, o método de mínimos quadrados pode ser executado por: a) batelada - consiste em realizar a identificação do sistema somente após todos os dados de entrada forem gerados e armazenados. Isto implica numa maior necessidade de memória de armazenamento; b) ou de forma recursiva - fazendo uma atualização em tempo real, sempre com o dado atual recorrendo à estimação anterior. Portanto nada mais é do que uma atualização feita sempre que um novo dado é coletado.

Sendo que o controle adaptativo visa se adaptar às alterações da planta em tempo real, o método a ser explorado é o recursivo.

Para tanto, segundo (AGUIRRE, 2000), define-se um conjunto de equações com solução única com uma função escalar realizadas n vezes, na forma:

$$y = f(x, \theta), \quad (77)$$

Rearranjando a equação (77) na forma vetorial tem-se:

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix} = [x_1 \quad x_2 \quad \dots \quad x_n] \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \vdots \\ \theta_n \end{bmatrix}, \quad (78)$$

$$\mathbf{y} = \mathbf{X}\boldsymbol{\theta}, \quad (79)$$

sendo y o valor da saída do sistema, X o valor da entrada do sistema e θ o vetor de parâmetros que relacionam a entrada e saída.

A solução da equação (79) é dada pela estimação do vetor de parâmetros θ que minimize a função custo³, de modo que θ seja obtido por:

$$\theta = X^{-1}y, \quad (80)$$

$$\theta = [X^T X]^{-1} X^T y, \quad (81)$$

sendo $[X^T X]^{-1} X^T$ uma matriz pseudo inversa. Entretanto, para que a equação (81) seja efetuada, o conjunto de dados de entrada e saída devem estar completos, ficando restrito o procedimento ao método por batelada.

Partindo deste ponto, o estimador recursivo deve realizar a estimativa de θ passo a passo da planta a ser identificada. Portanto para cada momento k , $\theta(k)$ é expressa como sendo:

$$\theta_k = [\sum_{i=1}^k \phi(i-1)\phi^T(i-1)]^{-1} [\sum_{i=1}^k \phi(i-1)y(i)], \quad (82)$$

sendo $\phi(k-1)$ a saída do sistema no instante anterior.

Portanto, um sistema com saída simples descrito por $y(k) = \phi^T(x(k))\theta$, onde $x(k)$ é a entrada conhecida do sistema no tempo k , $y(k)$ a saída conhecida do sistema no tempo k , $\phi^T(x(k)) \sim R \times 1$ é o vetor das funções de entrada conhecida e $\theta \sim R \times 1$ o vetor de constantes desconhecidos. Assumindo como condições iniciais $\hat{\theta}(k_0)$ e $P(k_0) \sim R \times R$ simétrica e definida positiva, a estimativa recursiva de $\hat{\theta}(k)$ é dada por:

$$\hat{\theta}(k) = \hat{\theta}(k-1) + K(k)[y(k) - \phi^T(k)\hat{\theta}(k-1)], \quad (83)$$

³ A função custo é definida como sendo o somatório do quadrado dos erros de estimação.

$$K(k) = P(k-1)\phi(k)[I + \phi^T(k)P(k-1)\phi(k)]^{-1}, \quad (84)$$

$$P(k) = [I - K(k)\phi^T(k)]P(k-1). \quad (85)$$

sendo $K(k)$ a matriz de ganho e $P(k)$ a matriz de covariância.

Note-se que o termo entre colchete na equação (84), para o sistema com uma saída, torna-se um vetor, o que acaba retirando a necessidade de inversão da matriz e conseqüentemente reduzindo a carga computacional. A estimativa de $\hat{\theta}(k)$ realizada na equação (83) é igual ao valor corrente de $\hat{\theta}(k-1)$ mais um termo de correção, o qual mede a aproximação da estimativa com o processo verdadeiro, (PASSINO, 2005).

Segundo Lylli (2011), admitindo uma planta não conhecida representada por um sistema *fuzzy* T-S com regras da seguinte forma:

$$\begin{aligned} \text{If: } y(k) \text{ é } A_1^k \text{ e } y(k-1) \text{ é } A_2^l \text{ e } \dots \text{ e } y(k-n+1) \text{ é } A_n^M, \text{ então} \\ y^i(k+1) = a_1^i y(k) + a_2^i y(k-1) + \dots + a_n^i y(k-n+1) + b_1^i u(k) + b_2^i u(k-1) \\ + \dots + b_n^i u(k-n+1) \end{aligned} \quad (86)$$

sendo a e b coeficientes. Caso o valor da premissa conhecida da regra i no tempo k é $\mu_i(y(k), \dots, y(k-n+1))$ e definindo o conjunto de funções *fuzzy* como sendo:

$$\xi_i(k) = \frac{\mu_i(y(k), \dots, y(k-n+1))}{\sum_{i=1}^R \mu_i(y(k), \dots, y(k-n+1))}, \quad (87)$$

para $i=1, \dots, R$, a saída do sistema *fuzzy* pode ser expressa por

$$\begin{aligned} \hat{y}(k+1) = [a_1^1 y(k) + \dots + a_n^1 y(k-n+1) + b_1^1 u(k) + \dots + b_n^1 u(k-n+1)]\xi_1(k) \\ + [a_1^2 y(k) + \dots + a_n^2 y(k-n+1) + b_1^2 u(k) + \dots + b_n^2 u(k-n+1)]\xi_2(k) + \dots + \\ [a_1^R y(k) + \dots + a_n^R y(k-n+1) + b_1^R u(k) + \dots + b_n^R u(k-n+1)]\xi_R(k) \end{aligned} \quad (88)$$

ou

$$\hat{y}(k+1) = \phi^T(k)\theta \quad (89)$$

sendo $\phi^T(k)$ e $\hat{\theta}(k)$ representados como

$$\phi(k) = \begin{bmatrix} y(k)\xi_1(k) \\ \vdots \\ y(k)\xi_R(k) \\ \vdots \\ y(k-n+1)\xi_1(k) \\ \vdots \\ y(k-n+1)\xi_R(k) \\ u(k)\xi_1(k) \\ \vdots \\ u(k)\xi_R(k) \\ \vdots \\ u(k-n+1)\xi_1(k) \\ \vdots \\ u(k-n+1)\xi_R(k) \end{bmatrix}, \quad (90)$$

$$\hat{\theta}(k) = \begin{bmatrix} \hat{a}_1^1(k) \\ \vdots \\ \hat{a}_1^R(k) \\ \vdots \\ \hat{a}_n^1(k) \\ \vdots \\ \hat{a}_n^R(k) \\ \hat{b}_1^1(k) \\ \vdots \\ \hat{b}_1^R(k) \\ \vdots \\ \hat{b}_n^1(k) \\ \vdots \\ \hat{b}_n^R(k) \end{bmatrix}. \quad (91)$$

4.6.2. Controle Paralelo Distribuidor com Rastreamento

Segundo Lilly 2011, o controle por rastreamento consiste em para uma determinada entrada da planta, a respectiva saída rastreie um sinal de referência desejado.

Portanto o controlador paralelo distribuído força uma saída não linear modelada com *fuzzy* T-S a acompanhar um sinal de referência. O estimador de mínimos quadrados recursivo realiza a estimativa de θ passo a passo da planta a ser identificada. Portanto para cada momento k , $\theta(k)$ é expressa em termos da estimativa anterior, $\theta(k-1)$.

Para tanto, a planta do sistema *fuzzy* de R regras pode ser expressa por

$$R_i: \quad \text{If } y(k) \text{ é } P_1^k \text{ e } y(k-1) \text{ é } P_2^L \text{ e } \dots \text{ e } y(k-n+1) \text{ é } P_n^M, \text{ então} \quad (92)$$

$$y^i(k+1) = \alpha_i (q^{-1})y(k) + \beta_i(q^{-1})u(k)$$

onde

$$\alpha_i (q^{-1}) = a_{i,1} + a_{i,2}(q^{-1}) + \dots + a_{i,n}(q^{-(n-1)}) \quad (93)$$

$$\beta_i(q^{-1}) = b_{i,0} + b_{i,1}(q^{-1}) + \dots + b_{i,n}(q^{-(n-1)}) = b_{i,0} + \beta'_i(q^{-1}) \quad (94)$$

sendo (q^{-1}) o operador de recuo definido por $(q^{-1})y(k) = y(k-1)$.

Os parâmetros definidos nas equações (93) e (94) são obtidos através da identificação da planta *fuzzy*, obtida na equação (91).

O controlador paralelo distribuído um passo a frente para o sistema apresentado na equação (92) é outro sistema *fuzzy* com R regras descrito por:

$$R_i: \quad \text{If } y(k) \text{ é } P_1^k \text{ e } y(k-1) \text{ é } P_2^L \text{ e } \dots \text{ e } y(k-n+1) \text{ é } P_n^M, \text{ então} \quad (95)$$

$$u^i(k+1) = \frac{1}{b_{i,0}} [\beta'_i(q^{-1})u(k) + r(k+1) - \alpha_i (q^{-1})y(k)].$$

A lei de controle resultante é dada por:

$$u(k) = \sum_{i=1}^R u^i(k) \xi_i(k) \quad (96)$$

sendo $\xi_i(k)$, $i = 1, \dots, R$ são definidos pela equação (87).

4.7. CONSIDERAÇÕES DO CAPÍTULO

Neste capítulo apresentou-se a modelagem dos controladores para sistemas lineares PI e PID e para sistemas não lineares, *fuzzy* Takagi-Sugeno, tanto no caso contínuo quanto no tempo quanto discreto no tempo. O controlador PI e PID utiliza uma linearização da planta para obter seu controle. Foi apresentado um método, baseado em LMI's, para a obtenção da faixa dos ganhos dos controladores que tornam o sistema estável. Já o controlador *fuzzy* faz uma combinação *fuzzy* entre diversas representações de funções afins em distintos pontos de operação, chamados de modelos locais. A utilização de LMI's visa a otimização para se garantir a controlabilidade do sistema sob os diversos sinais de entrada. Já o controlador paralelo distribuído com rastreamento utiliza faz a identificação da planta a cada amostragem e propõe um controlador a fim de que a saída seja forçada a acompanhar um sinal de referência.

5. MODELO DINÂMICO DO MOVIMENTO DA PERNA

Este capítulo apresenta detalhes do sistema muscular da perna. Ele deve ter sua dinâmica modelada em termos matemáticos para o projeto dos controladores. Portanto, será apresentada a modelagem dinâmica do movimento da perna levando em consideração os efeitos individuais da musculatura, atrito no movimento, viscosidade das junções entre outros.

5.1. MODELO MATEMÁTICO UTILIZADO

Dentre alguns modelos dinâmicos aceitos na comunidade científica, foi escolhido o modelo proposto por Ferrarin e Pedotti (2000) pela relação entre ângulo de perna e o torque. Este modelo está representado pela Figura 15.

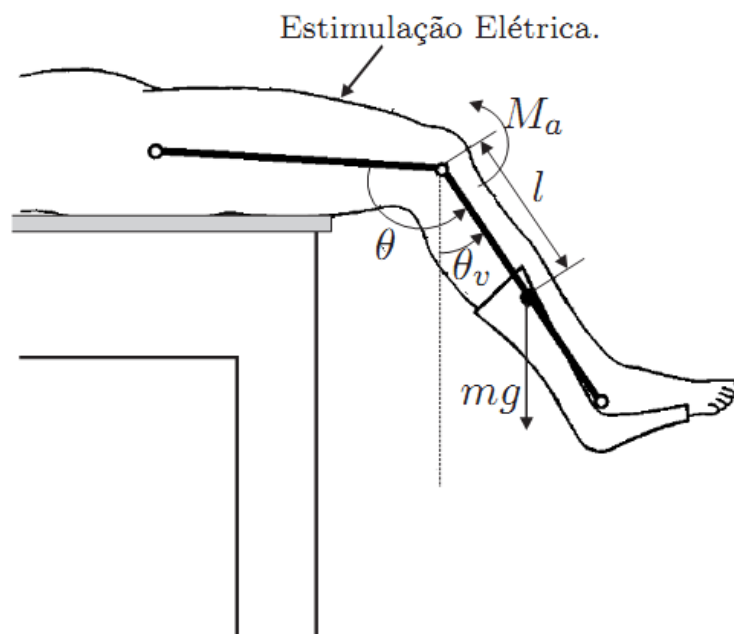


Figura 15 – Representação do modelo dinâmico da perna.

Fonte: (FERRARIN; PEDOTTI, 2000) adaptado por (GAINO, 2009).

As componentes do modelo mecânico da Figura 15, de acordo com (FERRARIN; PEDOTTI, 2000), estão descritas abaixo:

- M_a é o torque ativo aplicado ao joelho;
- θ é o ângulo comum do joelho;
- θ_v é o ângulo da canela em relação ao eixo vertical;
- l é a distância do joelho ao centro de massa do complexo canela-pé;
- mg é o peso do sistema canela-pé, ou seja, a massa multiplicada pela aceleração da gravidade.

O modelo que expressa o movimento do complexo em estudo, segundo Ferrarin e Pedotti (2000), é dado pela equação (97), descrita por:

$$J\ddot{\theta}_v = -mglsen(\theta_v) + M_s - B\dot{\theta}_v + M_a, \quad (97)$$

sendo J o momento de inércia do complexo canela-pé, $\ddot{\theta}_v$ a aceleração angular da canela, M_s o torque devido ao componente de rigidez, M_a o torque ativo do joelho produzido pelo estímulo elétrico e B o coeficiente de atrito viscoso.

Os parâmetros M_s e M_a podem ser calculados utilizando as equações (98) e (104) respectivamente:

$$M_s = -\lambda e^{-E\theta}(\theta - \omega), \quad (98)$$

sendo λ e E coeficientes do termo exponencial e ω o ângulo elástico de repouso do joelho.

Segundo Gaino (2009), o sinal da equação (98) é negativo devido à escolha do torque positivo do extensor. O termo exponencial da equação representa a característica não linear do joelho. De (FERRARIN; PEDOTTI, 2000), foram encontradas posições de descanso entre 5° e 15° em todos os pacientes, fazendo com que o componente elástico do torque passivo, aplicado à junção do joelho, torna-se zero quando o ângulo vertical do pé mais baixo for maior que 0° . Portanto o torque (M_a) a qual o músculo estará sujeito está relacionado com a largura de pulso (P), aplicada ao músculo pela modulação PWM, através da função de transferência de primeira ordem dada pela equação (99):

$$H(s) = \frac{M_a}{P(s)} = \frac{G}{\tau s + 1}, \quad (99)$$

na qual G e τ serão identificadas para cada participante da pesquisa.

5.1.1. Modelo linearizado do movimento da articulação do joelho

O torque (M_a) pode ser relacionado com a posição angular da canela θ_v através da linearização da equação (97), mostrada pela função de segunda ordem dada na equação (100):

$$D(s) = \frac{\theta_v(s)}{M_a(s)} = \frac{1}{Js^2 + Bs + k}, \quad (100)$$

sendo que k pode ser linearizado resultando em

$$k = mgl\cos(\theta_v) - E\lambda e^{-E(\theta_v - \pi/2)} \left(\theta_v + \frac{\pi}{2} - \omega \right) + \lambda e^{-E(\theta_v + \pi/2)}. \quad (101)$$

Por fim, pode-se relacionar a posição angular da canela (θ_v) com a largura de pulso (P) através da multiplicação, no domínio da frequência, das equações (99) e (100), dada por:

$$H(s).D(s) = \frac{G}{\tau s + 1} \cdot \frac{1}{Js^2 + Bs + k}. \quad (102)$$

A equação (102) é uma função de terceira ordem.

5.1.2. Modelo em espaço de estados da dinâmica do paciente paraplégico

Os parâmetros representados na equação (97) e na Figura 15 são obtidos para cada participante da pesquisa, mediante métodos de identificação propostos em (FERRARIN; PEDOTTI, 2000).

De Gaino (2009), considerando $\theta = \theta_v + \frac{\pi}{2}$ e substituindo a equação (98) na (97), tem-se:

$$\ddot{\theta}_v = \frac{1}{J} \left[-mgl \sin(\theta_v) - \lambda e^{-E\theta_v} \left(\theta_v + \frac{\pi}{2} - \omega \right) - B\dot{\theta}_v + M_a \right]. \quad (103)$$

Para realizar a modelagem do sistema, foram obtidos, inicialmente, os valores de M_{a0} e P_0 . Os valores foram calculados em torno do ponto de operação, no caso $\theta_{v0} = 30^\circ$. Considerando as derivadas primeira e segunda iguais a zero, $\dot{\theta}_v = \ddot{\theta}_v = 0$, M_{a0} pode ser calculada através da equação (104):

$$M_{a0} = mgl \sin(\theta_{v0}) + \lambda e^{-E\theta_{v0}} e^{-E\pi/2} \left(\theta_v + \frac{\pi}{2} - \omega \right), \quad (104)$$

Já a largura de pulso P_0 pode ser obtida da equação (99) arranjando-a da seguinte forma:

$$(1 + s\tau)M_a(s) = GP(s). \quad (105)$$

Passando a equação (105) para o domínio do tempo tem-se:

$$\tau \dot{M}_a + M_a = GP. \quad (106)$$

Definindo ΔM_a de modo que:

$$M_a = \Delta M_a + M_{a0}, \quad (107)$$

onde

$$\Delta \dot{M}_a = \dot{M}_a. \quad (108)$$

e substituindo as equações (107) e (108) em (106) tem-se:

$$\tau \Delta \dot{M}_a + \Delta M_a + M_{a0} = GP, \quad (109)$$

$$\tau \Delta \dot{M}_a + \Delta M_a = G \left(P - \frac{M_{a0}}{G} \right). \quad (110)$$

Portanto, a largura de pulso no ponto de operação, $\Delta \dot{M}_a = 0$ e $\Delta M_a = 0$, é dada por:

$$P_0 = \frac{M_{a0}}{G}. \quad (111)$$

Segundo Gaino, 2009, pelo fato de o ponto de equilíbrio do sistema não estar na origem é preciso realizar uma transformação de variáveis para transladar o novo ponto para a origem. Definem-se as seguintes variáveis como sendo

$$\begin{aligned} \Delta \theta_v &= \theta_v - \theta_{v0}, \\ \theta_v &= \Delta \theta_v + \theta_{v0}, \\ \dot{\theta}_v &= \Delta \dot{\theta}_{v1}, \\ \ddot{\theta}_v &= \Delta \ddot{\theta}_{v1}, \\ \Delta M_a &= M_a - M_{a0}. \end{aligned} \quad (112)$$

Portanto, a equação (103) pode ser reescrita por:

$$J\Delta\ddot{\theta}_v = \left[\frac{-mglsen(\Delta\theta_v + \theta_{v0})\lambda e^{-E(\Delta\theta_v + \theta_{v0} + \pi/2)} \left(\Delta\theta_v + \theta_{v0} + \frac{\pi}{2} - \omega \right) + M_{a0}}{\Delta\theta_v} \right] \Delta\theta_v - B\Delta\dot{\theta}_v + \Delta M_a. \quad (113)$$

Para reescrever a equação (113) em variáveis de estado, definem-se as variáveis de estados como segue:

$$\begin{aligned} \Delta\theta_v &= x_1 \\ \Delta\dot{\theta}_v &= \dot{x}_1 = x_2, \\ \Delta M_a &= x_3. \end{aligned} \quad (114)$$

sendo x_1 a posição, x_2 a velocidade angular e x_3 o torque.

Substituindo as variáveis definidas em (114) na equação (113) obtém-se:

$$J\dot{x}_2 = \left[\frac{-mglsen(x_1 + \theta_{v0})\lambda e^{-E(x_1 + \theta_{v0} + \pi/2)} \left(x_1 + \theta_{v0} + \frac{\pi}{2} - \omega \right) + M_{a0}}{x_1} \right] x_1 - Bx_2 + x_3. \quad (115)$$

Manipulando a equação (110), obtém-se,

$$\tau\Delta\dot{M}_a = -\Delta M_a + G(P_N), \quad (116)$$

sendo:

$$P_N = P - \frac{M_{a0}}{G}. \quad (117)$$

Substituindo as variáveis definidas em (114) na equação (116), obtém-se:

$$\tau \dot{x}_3 = -x_3 + G(P_N). \quad (118)$$

Escrevendo as equações descritas em (115) e (118) em variáveis de estado, tem-se:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1(t) \\ \dot{x}_2(t) \\ \dot{x}_3(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ \tilde{f}_{21}(x_1(t)) & \frac{-B}{J} & \frac{-1}{J} \\ 0 & 0 & \frac{-1}{\tau} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ x_3(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{G}{\tau} \end{bmatrix} P_N. \quad (119)$$

sendo $\tilde{f}_{21}(x_1(t))$ a não linearidade do sistema, a qual pode ser calculada por:

$$\begin{aligned} \tilde{f}_{21}(x_1(t)) = \frac{1}{Jx_1} & \left[-mgl \operatorname{sen}(x_1 + \theta_{v0}) - \lambda e^{-E(x_1 + \theta_{v0} + \pi/2)} \left(x_1 + \theta_{v0} + \frac{\pi}{2} - \omega \right) \right. \\ & \left. + M_{a0} \right], \end{aligned} \quad (120)$$

sendo:

$$M_{a0} = mgl \operatorname{sen}(\theta_{v0}) + \lambda e^{-E(\theta_v + \pi/2)} \left(\theta_v + \frac{\pi}{2} - \omega \right). \quad (121)$$

5.2. ESTUDO DA FADIGA

O modelo matemático descrito anteriormente, segundo Ferrarin e Pedotti (2000), não abrange a variação das características paramétricas não lineares. Segundo Gaino (2009), também pode ser realizada a identificação com base na curva de recrutamento da musculatura, prevendo a componente não linear da fadiga muscular.

A relação entre a força e a largura de pulso, representada na Figura 16, é descrita por:

$$F(PD) = A \left(1 - e^{-\frac{PD - PD_0}{\tau}} \right) \text{ para } PD \geq PD_0, \quad (122)$$

$$F(PD) = 0 \text{ para } PD < PD_0,$$

sendo A é o fator de escala da força F , PD a duração do estímulo, PD_0 o limiar da duração do estímulo e τ a constante de tempo da subida da força com o aumento da duração do pulso.

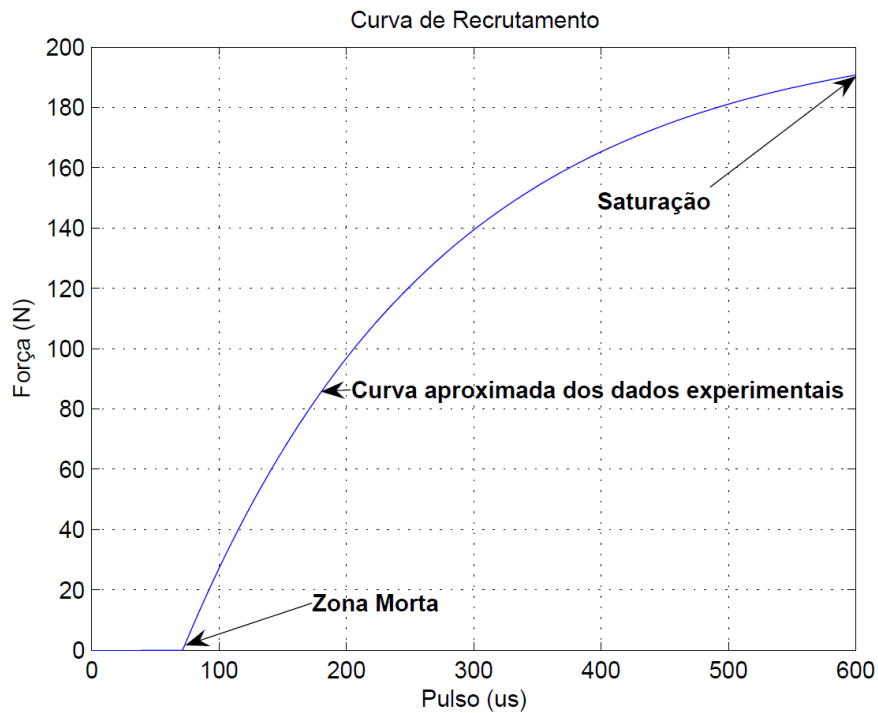


Figura 16 – Relação de força por largura de pulso pré fadiga.

Fonte: (GAINO, 2009).

Segundo Gaino (2009), após o músculo atingir o nível da fadiga, os parâmetros da curva de recrutamento são alterados, de acordo com a Figura 17.

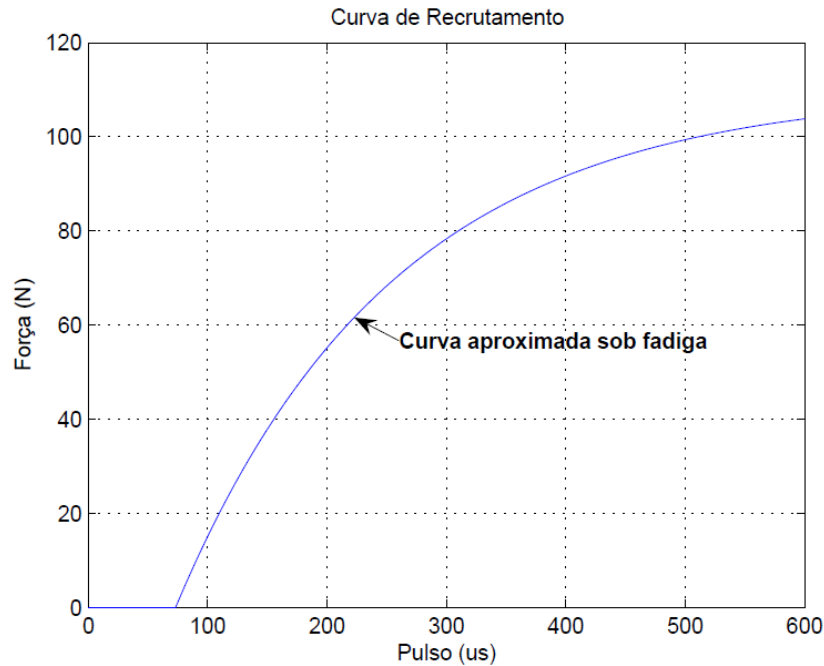


Figura 17 – Relação de força por largura de pulso pós-fadiga.

Fonte: (GAINO, 2009).

Segundo Gaino (2009), uma proposta de modelagem inspirada nos modelos *fuzzy* T-S leva em consideração a fadiga.

A equação (122) pode ser representada por:

$$\begin{aligned}
 f(x) &= \alpha_1(x)(\max f(x)) + \alpha_2(x)(\min f(x)), \\
 f(x) &= \alpha_1(x)N + \alpha_2(x)M,
 \end{aligned}
 \tag{123}$$

onde foram substituídos F por f e PD por x .

Portanto, a função $f(x)$ representa a curva ótima, garantindo que a fadiga muscular não ocorra. A diminuição do nível de recrutamento pode ser feita mediante a diminuição da amplitude do sinal, mantendo a mesma frequência e largura de pulso. Os limites N e M são representados por:

$$M = \lambda_1(x)M' + \lambda_2(x)M'',
 \tag{124}$$

$$N = \lambda_3(x)N' + \lambda_4(x)N''.$$

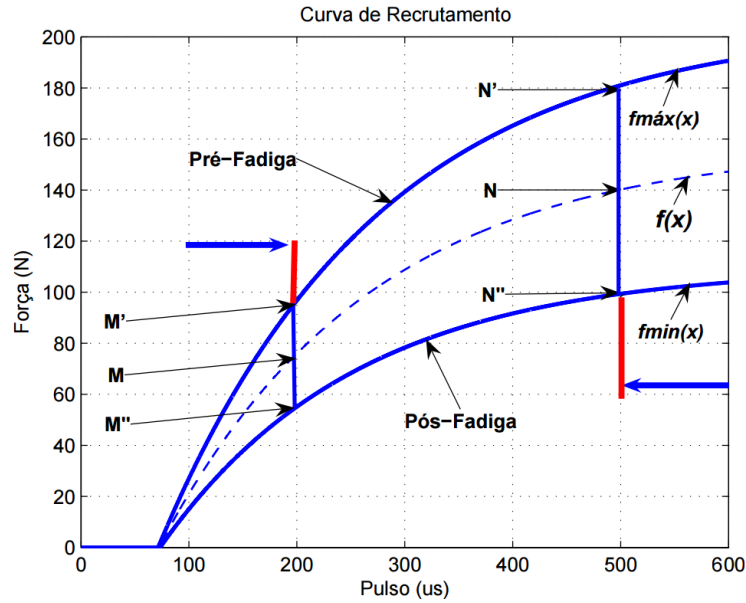


Figura 18 – Relação de força por largura de pulso pós-fadiga.

Fonte: (GAINO, 2009).

Substituindo a equação (124) na equação (123):

$$f(x) = \alpha_1(x)(\lambda_3(x)N' + \lambda_4(x)N'') + \alpha_2(x)(\lambda_1(x)M' + \lambda_1(x)M''), \quad (125)$$

sendo que:

$$\begin{aligned} \alpha_1(x) + \alpha_2(x) &= 1, & \alpha_1(x), \alpha_2(x) &\geq 0, \\ \lambda_1(x) + \lambda_2(x) &= 1, & \lambda_1(x), \lambda_2(x) &\geq 0, \\ \lambda_3(x) + \lambda_4(x) &= 1, & \lambda_3(x), \lambda_4(x) &\geq 0. \end{aligned} \quad (126)$$

Segundo Gaino (2009), a equação (125) apresenta uma modelagem e controle adequado utilizando modelos *fuzzy* Takagi-Sugeno.

5.3. CONSIDERAÇÕES DO CAPÍTULO

Este capítulo apresentou os detalhes a respeito do modelo da dinâmica do movimento da perna, na junção da articulação do joelho, oportunizando a sua modelagem matemática num sistema não linear de terceira ordem. Foi apresentado também um estudo da fadiga muscular em virtude da aplicação de seguidos estímulos elétricos funcionais.

6. MATERIAIS E MÉTODOS

6.1. INTRODUÇÃO

Para a implementação dos controladores *fuzzy* em malha fechada foi necessária uma instrumentação composta de um eletroestimulador, uma cadeira ergonômica para acomodação e aplicação dos estímulos nos participantes da pesquisa e *hardware* e *software* de aquisição e tratamento dos sinais de dados. Estes itens foram projetados para atender da melhor forma possível os participantes da pesquisa e serão descritos neste capítulo.

As aplicações dos estímulos elétricos foram realizadas no laboratório de controle e engenharia biomédica mediante aprovação do comitê de ética em pesquisas com seres humanos da Universidade Estadual de Londrina, intitulado “Controle de movimento da articulação de membros inferiores em paraplégicos” sob o número **CAAE 36111214.9.0000.5231** na plataforma Brasil, com validade de 12/05/2015 a 11/05/2016.

Para os testes foram recrutadas duas pessoas do sexo masculino, sendo uma pessoa hígida e outra paraplégica. O procedimento para seleção e realização dos protocolos para os testes estão descritos nas seções seguintes.

6.2. SELEÇÃO DOS PARTICIPANTES

O procedimento da seleção dos participantes começa com a entrevista com a pessoa. No encontro, é apresentado o TLCE (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido), vide anexo B. O TLCE esclarece todos os pontos da participação do indivíduo na pesquisa, expondo os riscos, benefícios, despesas e demais informações essenciais.

Após apresentado o TLCE, e com isto a pesquisa, o indivíduo optante em ser voluntário deve assinar o termo comprometendo-se com o exposto, podendo interromper sua participação na pesquisa em qualquer tempo, sem ônus ou prejuízos ao mesmo.

Complementando a seleção dos voluntários, existem os critérios para inclusão e exclusão do indivíduo. São eles:

Critério de inclusão de pessoas hígdas: Pessoas com idade igual ou superior a 18 (dezoito) anos, do sexo masculino e feminino, sem históricos de algias ou algum tipo de lesão, ou doença congênita, que possa comprometer, parcial ou totalmente, os movimentos nos membros inferiores.

Critério de inclusão de pessoas paraplégicas: Pessoas com idade igual ou superior a 18 (dezoito) anos, do sexo masculino e feminino, que apresente alguma lesão medular lombar (L1 a L5) ou lesão medular torácica (T1 a T12), o que cause perda nos movimentos das pernas, mas não tenha perda nos movimentos dos braços. A lesão medular pode ser completa ou incompleta. O participante deve ter um tempo de lesão maior que 1 (um) ano, para critérios de estabilização da lesão, e não maior que 10 anos de lesão.

Critério de Exclusão: Pessoas com idade inferior a 18 (dezoito) anos, gestantes, com problemas cardiovasculares ou que apresente um condicionamento muscular com encurtamentos importantes ou atrofia muscular. Será excluído também o participante com tempo de lesão igual ou inferior a 1 (um) ano.

6.3. PROCEDIMENTO PARA IDENTIFICAÇÃO DO PONTO MOTOR

O ponto motor é o ponto em que ocorre o maior recrutamento das fibras do músculo quadríceps, onde será gerado maior torque, e conseqüentemente o movimento, com menos intensidade de corrente possível.

Segundo Sanches (2013), os passos para a realização do procedimento são na seqüência:

1. Instrução do Participante: Esclarecimentos feitos através do TLCE;
2. Avaliação da gordura corporal e antropometria: Utiliza-se o protocolo Faulkner (COSTAL, 2012). Este protocolo é realizado com as dobras do tríceps, subescapular, supra ílíaca e abdominal.

Segundo Costal (2012), para o cálculo do percentual de gordura corporal é dado por:

$$gc_f\% = (D_T + D_{Sb} + D_{Sp} + D_A) * 0,153 + 5,783 ,$$

onde D_T é a dobra do tríceps, D_{Sb} a dobra subescapular, D_{Sp} a dobra suprailíaca e D_A a dobra abdominal;

3. Aferição da pressão arterial: A pressão arterial, por tratar-se de um fator importante no comportamento fisiológico do participante, deve ser monitorada antes de os testes se iniciarem. Para sua aferição, deverá ser utilizado um esfigmomanômetro juntamente com um estetoscópio ou um aparelho digital. Vale ressaltar que a pressão arterial é expressa por dois valores, pressão sistólica (momento em que ocorre a contração cardíaca, portanto de maior valor) e a pressão diastólica (momento de relaxação do músculo cardíaco);
4. Exercícios de alongamento: A realização do alongamento do quadríceps auxilia nos movimentos, esticando o músculo da parte anterior da coxa;
5. Posicionamento na cadeira ergonômica: A cadeira deve proporcionar ao participante da pesquisa certo conforto para a realização dos testes com qualidade. A posição na cadeira deve ser ajustada a fim de que não sofra influência da rigidez elástica do joelho. O ângulo de repouso do joelho deve ser maior que zero, preferencialmente entre 5° e 15° (LIND; RYMER, 1991), (STEIN et al., 1996) e (FERRARIN; PEDOTTI, 2000). Já o quadril e o tronco, para minimizar os efeitos da contração muscular, devem ficar com uma angulação de aproximadamente 128° (GRIFFIN, 1978), (ANDREONI et al., 1996) e (FERRARIN; PEDOTTI, 2000);
6. Identificação do ponto motor: Para a identificação do ponto motor é realizada de forma empírica, realizando estímulos elétricos de baixa amplitude verificando o movimento da perna. Os eletrodos devem

ser movimentados de lugar, explorando a região da inserção proximal do quadríceps e outro na região da inserção distal, próxima à patela. Encontrados os dois pontos de maior movimentação do membro, realiza-se a aplicação de uma corrente bifásica, simétrica e balanceada, com uma amplitude fixa e uma largura de pulso de 0,25 ms. O ponto motor será aquele que proporcionar uma amplitude no movimento maior que 50° sem causar muito desconforto ao participante. Os limites da amplitude da corrente elétrica do estímulo devem ser fixados em 80 mA e 100 mA, para mulheres e homens, respectivamente. O sinal aplicado para a identificação do ponto motor está mostrado na Figura 19. O posicionamento dos eletrodos deve ser gravado e medido, tirando uma foto com uma escala de medida, como mostrado na Figura 20. Nos procedimentos realizados com aplicação de estímulos elétricos deve-se sempre respeitar um intervalo de repouso igual ou superior a 1 minuto entre cada aplicação de eletroestimulação, a fim de diminuir ou retardar a fadiga nos testes (ROBINSON, 2001);

7. Aferição da Pressão Arterial: A pressão arterial deve ser aferida novamente no final dos testes, a fim de comparação;
8. Agendamento dos testes: Após cumpridos todos os passos anteriores, é marcado um dia para o início dos testes.

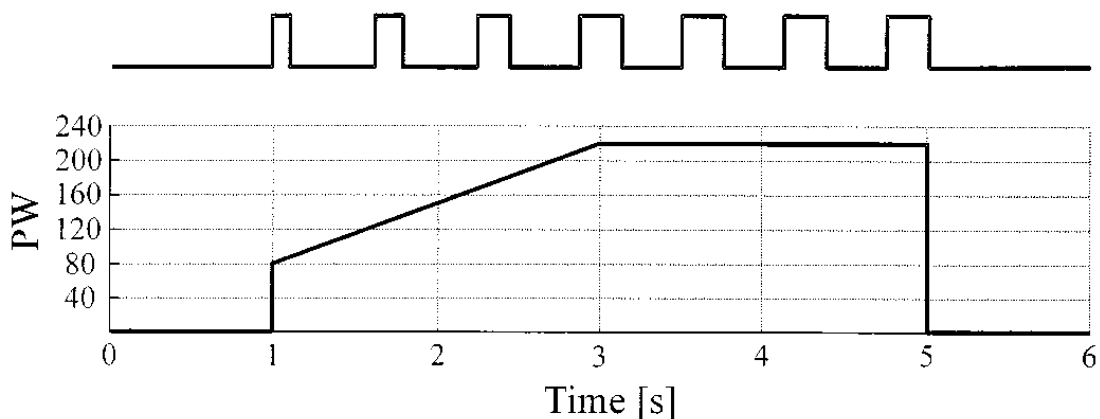


Figura 19 – Sinal aplicado para identificação do ponto motor.

Fonte: Ferrarin e Pedotti (2000).

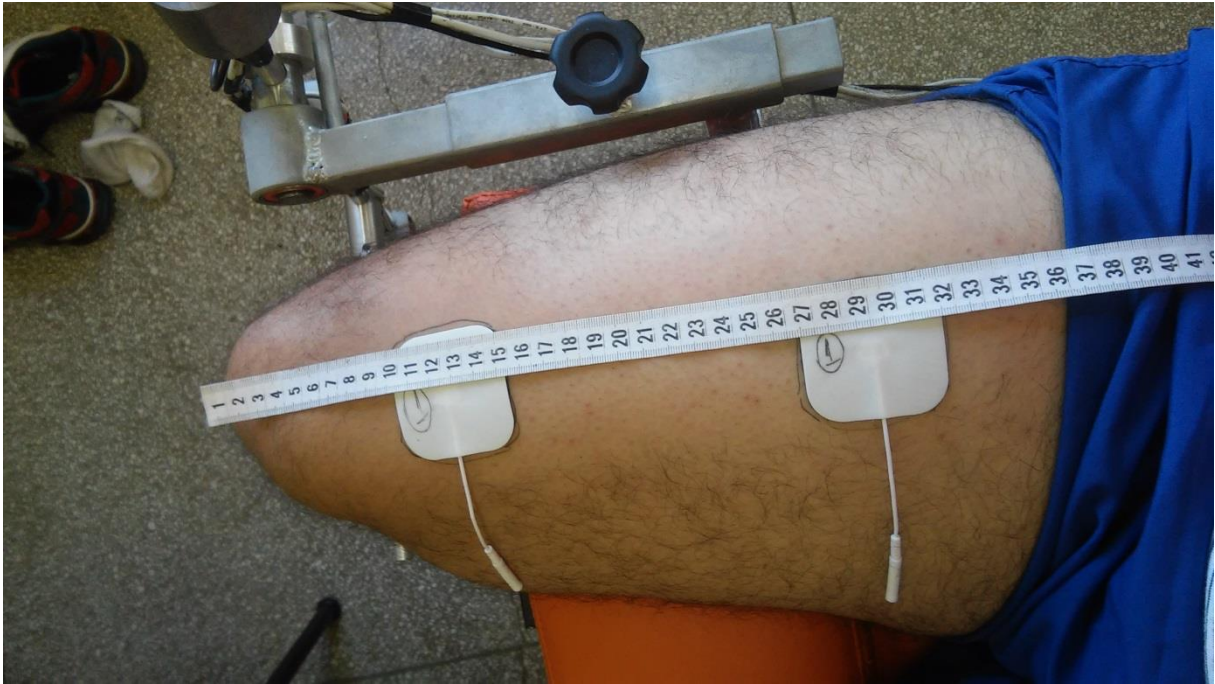


Figura 20 – Posicionamento dos eletrodos no quadríceps.

Fonte: O próprio autor.

6.4. APLICAÇÃO DO SINAL EM MALHA ABERTA

Os testes foram realizados em dias diferentes, sendo que em cada dia foram realizadas repetições da aplicação de estímulos elétricos a fim de averiguar o comportamento do músculo com relação à fadiga. Vale ratificar que o tempo de aplicação entre um estímulo e outro deve respeitar sempre a razão de 10:1, ou seja, um tempo de espera igual ou superior a 10 vezes o tempo do estímulo. Por exemplo, se o estímulo tiver a duração de 8 segundos, deverá esperar no mínimo 80 segundos para a aplicação do próximo estímulo elétrico.

O sinal aplicado no participante terá sua amplitude de corrente fixa, definida na etapa de identificação do ponto motor, será uma corrente bifásica, simétrica e balanceada⁴. Sua largura de pulso será variável através da modulação por largura de pulso (PWM). A

⁴ Cabe ressaltar que as características da corrente elétrica informadas aqui tem significado diferente do utilizado na Engenharia Elétrica. Corrente bifásica aqui se entende por um sinal monofásico alternado. Portanto, reescrevendo as características em termos afeitos aos engenheiros eletricitas a corrente elétrica aplicada é um sinal monofásico alternado e simétrico, com pulso retangular e um interpulso de 10^{-6} segundos. Tais definições foram realizadas para comungar o texto com outras áreas do conhecimento, principalmente da área de fisioterapia.

frequência do sinal será fixa, com seu valor definido na etapa de identificação do ponto motor, podendo variar entre 50 a 80 Hz.

O controlador será implementado através do PWM, com a largura de pulso máxima fixada em 250 μ s.

Um modelo do sinal utilizado por Ferrarin e Pedotti (2000), está mostrado na Figura 21.

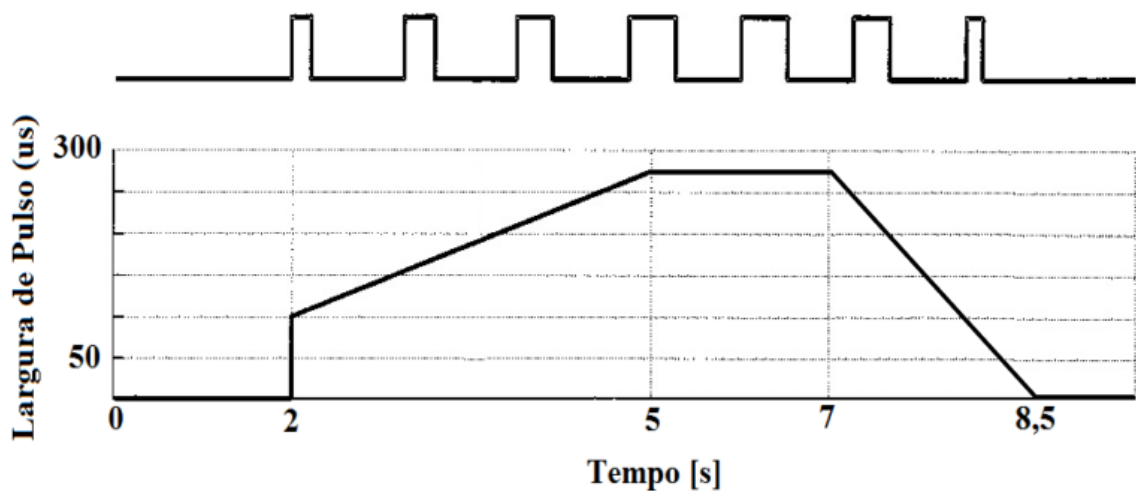


Figura 21 – Modelo do sinal aplicado em malha aberta.

Fonte: Modificada de Ferrarin e Pedotti (2000).

Para o teste de repetibilidade em malha aberta, segundo Sanches (2013), deverão ser seguidos os seguintes passos:

1. Instrução do participante: O indivíduo é informado dos procedimentos que serão realizados, bem como é orientado a evitar a prática de esportes ou exercícios físicos exauridos, os quais poderiam aumentar as chances de fadiga muscular nos testes;
2. Aferição da pressão arterial inicial: Análogo ao procedimento de teste anterior;
3. Exercícios de alongamento: Análogo ao procedimento de teste anterior;

4. Posicionamento na cadeira ergonômica: Análogo ao procedimento de teste anterior;
5. Limpeza do local e posicionamento dos eletrodos: No local, deve ser realizada uma tricotomia nos homens e uma limpeza em ambos os sexos, utilizando gaze e álcool;
6. Ajuste do sinal de eletroestimulação: Os valores da amplitude e frequência da corrente elétrica serão ajustados caso a caso;
7. Aplicação de estimulação elétrica: Aplicam-se os estímulos elétricos obedecendo ao tempo de repouso entre uma aplicação e outra;
8. Retirada dos eletrodos: Findados os testes, os eletrodos são retirados e guardados;
9. Aferição da pressão arterial;
10. Agendar outros testes: Deverá ser respeitado o mínimo de 24 horas entre testes.

6.5. PROCEDIMENTOS DE IDENTIFICAÇÃO E CONTROLE EM MALHA FECHADA

A identificação dos parâmetros dos participantes da pesquisa, segundo Ferrarin e Pedotti (2000), é realizada com a aplicação de estímulos elétricos em malha aberta, fazendo a captação dos sinais de posição angular, velocidade angular e aceleração angular.

A identificação será realizada para cada participante e sempre que for projetado um controlador.

O processo de identificação dos parâmetros será análogo para os diferentes tipos de controladores aplicados no trabalho, PI, PID, *fuzzy* Takagi-Sugeno com modelos locais.

O sinal aplicado na identificação é bifásico, simétrico, balanceado, com frequência, amplitude e largura de pulso fixas.

Os parâmetros identificados na equação (98) são identificados para cada participante fazendo o procedimento do pêndulo. Este teste é realizado sem a estimulação elétrica e segue os seguintes passos:

1. Instrução do participante: O indivíduo é informado dos procedimentos que serão realizados;
2. Exercícios de alongamento: Análogo ao procedimento de teste anterior;
3. Posicionamento na cadeira ergonômica: Análogo ao procedimento de teste anterior;
4. Fixação da barra instrumentada na perna do participante: A barra é presa à perna de modo que não restrinja os movimentos e não cause desconforto ao voluntário;
5. Realização dos testes: A perna do participante é levantada até o ponto especificado e logo após é solta. Em seu movimento em formato de pêndulo, as grandezas de velocidade angular, aceleração angular e posição angular são captadas pelos sensores e armazenadas no software MATLAB. O teste é realizado repetidas vezes.
6. Tratamento dos dados: As informações captadas são tratadas em um algoritmo do MATLAB que considera a repetição dos movimentos realizados;

Já os parâmetros G e τ da equação (99) são obtidos fazendo o teste em malha aberta, com o procedimento anterior e a aplicação do sinal da Figura 21.

Com os parâmetros identificados, o controlador é projetado e aplicado no participante logo na sequência. É importante que o voluntário permaneça na cadeira ergonômica no momento do projeto do controlador, a fim de garantir que seus parâmetros, recém-identificados, não venham a ser alterados pela mudança de posição ergonômica. Para garantir maior conforto, deve-se posicionar um apoio abaixo da perna para que a mesma não fique suspensa no período entre testes, evitando a fadiga rápida do músculo.

6.6. CADEIRA ERGONOMÉTRICA

Para a realização dos testes, a fim de proporcionar ao participante um local adequado, foi montada uma cadeira Ergonométrica composta dos sensores necessários para a aquisição dos dados. Esta cadeira foi projetada e desenvolvida na Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, campus Ilha Solteira, (KOZAN, 2012) e (SANCHES, 2013) e montada na Universidade Estadual de Londrina.

A concepção da cadeira ergonométrica surgiu da necessidade de aquisição de grandezas importantes para o projeto dos controladores, tais como posição angular, velocidade angular e aceleração angular.

A aceleração angular é aferida por dois acelerômetros do modelo MMA7341L da Freescale, mostrado na Figura 22.

Segundo Franken et al.(1993), para a obtenção da aceleração angular é necessário posicionar os acelerômetros de tal forma que cada um indique a variação angular do movimento, aferindo a aceleração tangencial ao movimento. Esta aceleração instantânea é dividida pelo raio do movimento, ou seja, a distância entre o eixo de rotação, localizado da articulação do joelho, e o local de posicionamento do sensor. A Figura 23 ilustra o posicionamento dos acelerômetros utilizados. Percebe-se que o movimento se dá em relação ao eixo X.

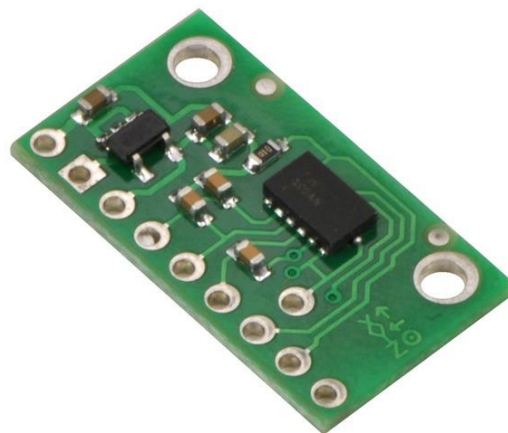


Figura 22 – Acelerômetro modelo MMA7341L da Freescale.

Fonte: (ROBOTSHOP, 2015).

Segundo Franken et al.(1993), cada acelerômetro sofre ação da aceleração gravitacional, medindo-a mesmo estando em repouso. Por este motivo, para reduzir a componente estática do movimento, é proposta a utilização de dois acelerômetros, de forma que os dois são dispostos em posições opostas, a fim de que a aceleração gravitacional medida por um possa ser compensada pela aceleração gravitacional medida pelo outro acelerômetro. As equações (127) e (128) fornecem as acelerações tangenciais ao movimento, enquanto que subtraindo ambas, ponderadamente, obtém-se, de acordo com a equação (129), a aceleração angular do movimento:

$$a_{t1} = g \cdot \sin(\varphi) + \alpha r_1, \quad (127)$$

$$a_{t2} = g \cdot \sin(\varphi) + \alpha r_2, \quad (128)$$

$$\alpha = \frac{(a_{t1} - a_{t2})}{(r_1 - r_2)}, \quad (129)$$

sendo a_{t1} e a_{t2} as acelerações tangenciais ao movimento referentes aos acelerômetros 1 e 2 respectivamente, r_1 e r_2 as distâncias entre o acelerômetro e o eixo do movimento referente aos acelerômetros 1 e 2, respectivamente, θ o deslocamento angular e α a aceleração angular durante o movimento.

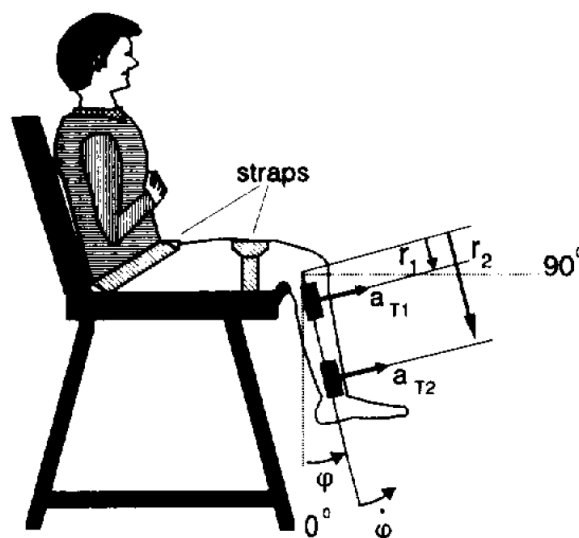


Figura 23 – Posicionamento dos acelerômetros.

Fonte: (FRANKEN *et al.* 1993).

Dando prosseguimento aos sensores utilizados na cadeira, para a aferição da velocidade angular, foram utilizados dois giroscópios modelo LPR510AL da ST Microelectronics, que estão ilustrados na Figura 24. Estes giroscópios possuem uma tensão de 1,23V quando da ausência de movimento, (velocidade nula), e tem uma sensibilidade de 2,5mV/°/s.



Figura 24 – Giroscópio modelo LPR510ALda ST Microelectronics.

Fonte: (ROBOTSHOP, 2015).

Para aferir o movimento angular, ou o ângulo do deslocamento do membro do participante, foi utilizado um eletrogoniômetro resistivo modelo NIP 01517.0001, da Lynx, Figura 25.

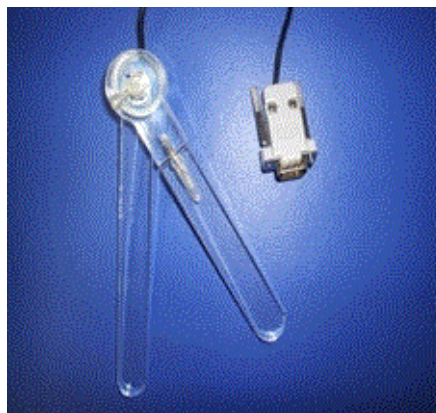


Figura 25 – Eletrogoniômetro resistivo modelo NIP 01517.0001, da Lynx.

Fonte: (GAINO et al, 2007a).

Os goniômetros são instrumentos destinados a monitorar o ângulo de abertura, ou amplitude angular de movimentos. O eletrogoniômetro faz esta medição utilizando um conjunto de resistores ligados em série e montando um divisor de tensão, como representado na Figura 26. Este divisor de tensão, composto de uma resistência fixa elevada e um potenciômetro de rosca infinita, o qual faz a variação de sua resistência mediante o movimento da haste móvel, variando assim a tensão de saída.

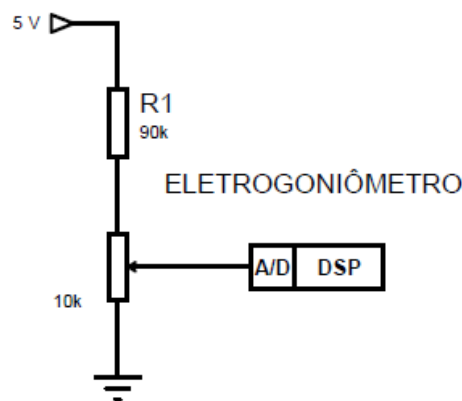


Figura 26 – Eletrogoniômetro resistivo.

Fonte: O próprio autor.

Por fim, todos os sensores foram acomodados na cadeira ergonômica mostrada na Figura 27.

Esta cadeira permite que o participante da pesquisa fique confortavelmente sentado e com a perna livre para a execução do movimento. Para o melhor desempenho na pesquisa, a cadeira conta com:

- uma regulagem no encosto para o posicionamento do tronco;
- uma regulagem para altura da parte distal da coxa;
- uma regulagem, com dois graus de liberdade, para ajuste do ponto de rotação, a fim de o eletrogoniômetro ficar alinhado com a articulação do joelho;
- uma regulagem do contrapeso na barra de instrumentação.



Figura 27 – Cadeira Ergonômica desenvolvida.

Fonte: O próprio autor.

A cadeira é equipada com duas barras instrumentadas, uma móvel acompanha o movimento e outra fixa no ponto de rotação. A haste móvel é composta por dois blocos de sensores, sendo cada bloco equipado com um giroscópio e um acelerômetro. Esta haste está paralela ao segmento ósseo da canela. Na haste móvel ainda se encontra um contrapeso em sua extremidade superior, a fim de equilibrar os momentos das forças exercidas por ambos os lados no ponto de rotação. Na junção entre as hastes está fixado o eletrogoniômetro, ficando alinhada com o eixo de rotação. A haste fixa está paralela ao segmento ósseo da coxa.

6.7. ELETROESTIMULADOR NEUROMUSCULAR FUNCIONAL

O eletroestimulador neuromuscular funcional utilizado foi desenvolvido através de pesquisas desenvolvidas em (SANCHES, 2013) e (JUNQUEIRA, 2011), ambos realizados na universidade Estadual Paulista - UNESP “Júlio de Mesquita Filho” campus Ilha Solteira.

O eletroestimulador utilizado, mostrado na Figura 28, possui oito canais de aplicação, cada um com um formador de onda retangular e bifásica, com capacidade de corrente elétrica máxima de 140 mA. Ele é composto basicamente de dois estágios, sendo eles: Estágio formador de onda; e estágio de potência.

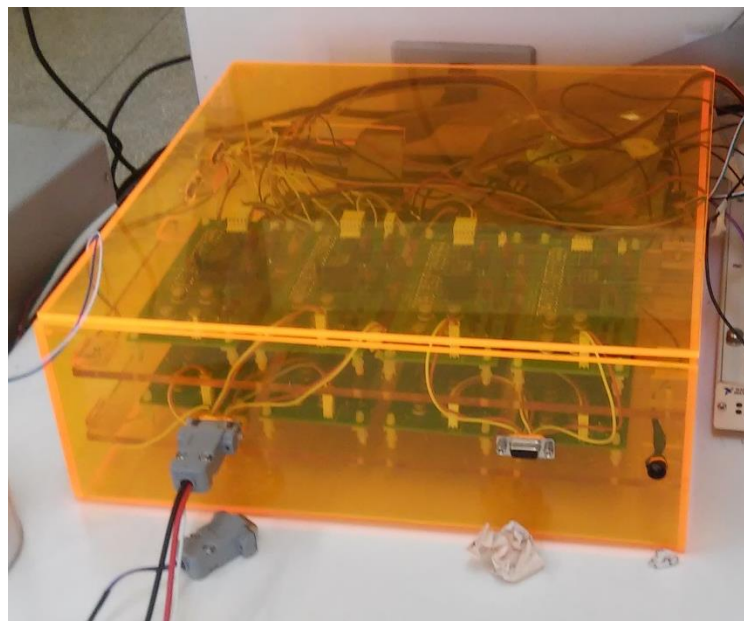


Figura 28 – Eletroestimulador neuromuscular funcional.

Fonte: O próprio autor.

6.7.1. Estágio Formador de Onda

O eletroestimulador deve produzir em sua saída um sinal retangular e bifásico (alternado)⁵, conforme Figura 29, onde V é a amplitude do pulso, no caso 3,3V, T é a largura do pulso, P é o período do pulso, $F=1/P$ é a frequência do sinal e IP o período de interpulso, ou seja, o tempo entre o pulso de amplitude positiva e o pulso de amplitude negativa.

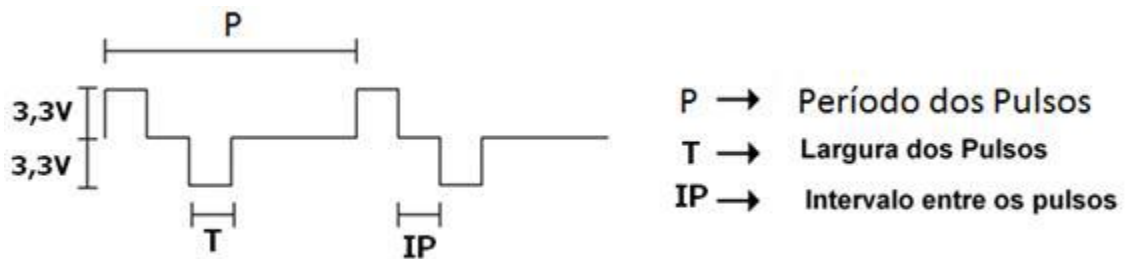


Figura 29 – Modelo do sinal de saída do formador de onda.

Fonte: Adaptada de Faria (2006).

Tendo definido os parâmetros essenciais, o DSP envia os sinais ao circuito eletrônico formador de onda. Os sinais enviados pela saída PWM do DSP são dois pulsos positivos, separados entre si pelo período de interpulso, com uma frequência definida. Este processo está exposto na Figura 30. Portanto o sinal com pulsos positivos é convertido numa onda bifásica simétrica através do circuito eletrônico do eletroestimulador.

⁵ Ratificando, o conceito de onda bifásica, aqui utilizado, é um termo característico das publicações na área da saúde e educação física e não corresponde ao conceito utilizado na engenharia elétrica. Na engenharia elétrica um sinal bifásico constitui de dois sinais com mesma frequência e amplitude, cuja única diferença é o ângulo de fase.

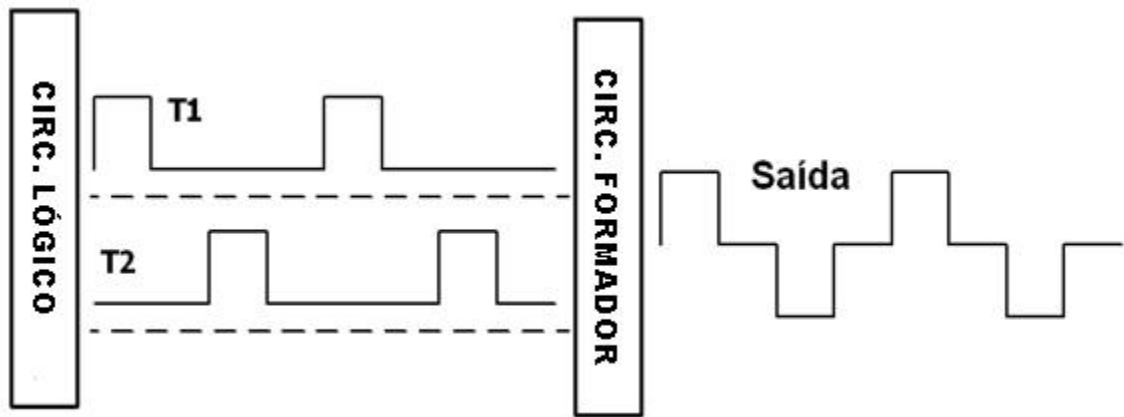


Figura 30 – Sinal do DSP e do formador de onda.

Fonte: Adaptada de Faria (2006).

Na sequência, o circuito eletrônico formador de onda recebe os pulsos monofásicos enviados pelo DSP e os convertem em pulsos bifásicos. Segundo Sanches (2013), esta conversão se dá pela utilização do amplificador operacional diferencial.

O circuito formador possui um filtro passa baixa com frequência de corte de 10 Hz a 3 kHz a fim de filtrar ruídos de alta frequência indesejados e eliminar a componente DC do sinal.

O circuito também possui um conversor V-I para converter o sinal de tensão da saída dos amplificadores diferenciais em sinal de corrente elétrica. Para tanto, Sanches (2013), utiliza um espelho de corrente com retroalimentação negativa (HAN-CHAG et al., 2002).

6.7.2. Estágio de Potência

O estágio de potência é responsável por fornecer potência ao sinal advindo do DSP sem potência. Neste estágio fica claro que o estimulador é de corrente elétrica. A Figura 31 apresenta a montagem eletrônica de cada canal formador de onda.

O fato de optar por um eletroestimulador de corrente elétrica em vez de Tensão elétrica, é de que a carga aplicada, ou seja, a resistência dos músculos dos participantes é variável. Portanto, caso fosse fixada a tensão do sinal aplicado, não se teria um controle preciso da carga aplicada no músculo. Para este estágio, foi utilizado um espelho de corrente de Wilson.

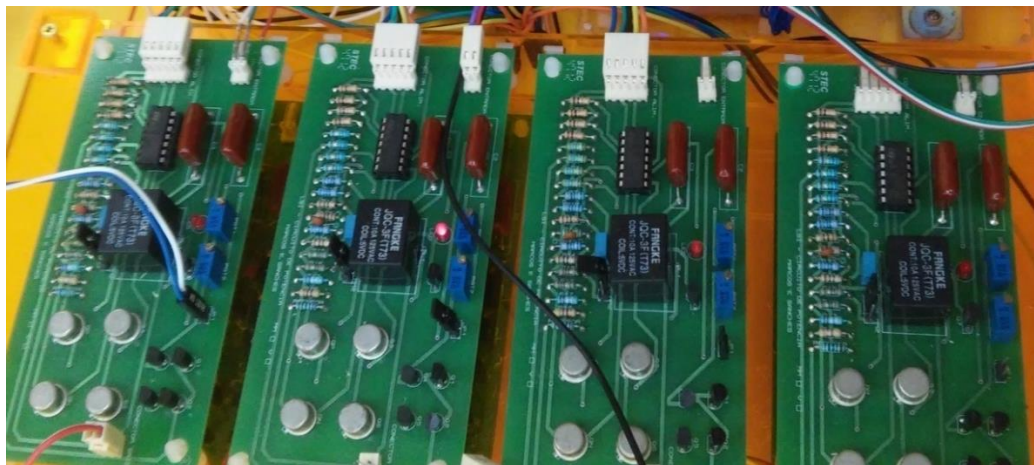


Figura 31 – Montagem eletrônica de cada canal.

Fonte: O próprio autor.

6.7.3. Teste do circuito completo

Para verificar as características do sinal de saída do eletroestimulador foram realizados alguns testes com carga variante e frequência variante.

Segundo Junqueira (2011), os testes de corrente foram realizados utilizando o esquema mostrado na Figura 32, a qual mostra um divisor de tensão composto de um resistor fixo de $100,2 \Omega$ e um potenciômetro de até $2,5 \text{ k} \Omega$.

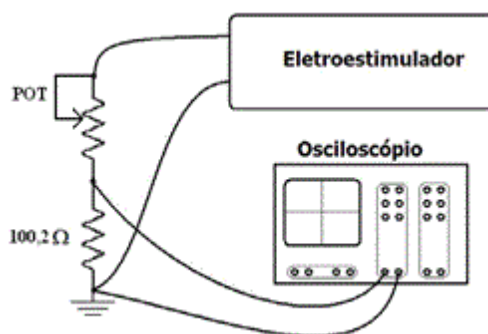


Figura 32 – Esquemático dos testes realizados.

Fonte: (JUNQUEIRA, 2011).

A carga aplicada foi variada através da variação da resistência do potenciômetro, sendo inseridas três amplitudes de corrente diferentes: 80 mA; 100 mA e 120mA. As correntes se mantiveram fixas até um ponto limite de carga. Esses pontos de

limiar foram de 1,3 k Ω , 1,7 k Ω e 2,3 k Ω para as correntes de 120 mA, 100 mA e 80 mA, respectivamente.

Outro teste realizado foi o da variação da tensão aplicada para duas formas de onda diferentes: Onda quadrada e onda senoidal. Para uma onda quadrada, nosso caso, a amplitude da corrente elétrica se manteve constante até o limiar de aproximadamente 25 kHz.

6.7.4. Teste do circuito completo

Para a aquisição e tratamento dos sinais captados através dos sensores dispostos na haste foi utilizado o kit do Processador Digital de Sinais – DSP TMS320F28335 Delfino, da Família C2000 da Texas Instruments, como mostrado na Figura 33.

O DSP é muito utilizado em eletrônica embarcada, por sua facilidade de programação e capacidade de processamento de dados, além de ser de fácil utilização em protótipos e pesquisas.

O kit do Processador Digital de Sinal é composto de uma “base”, chamado *DockingStation*, que faz a interface entre o processador e os instrumentos e o *card*, que é acoplado na *DockingStation* e pode ser substituído facilmente.

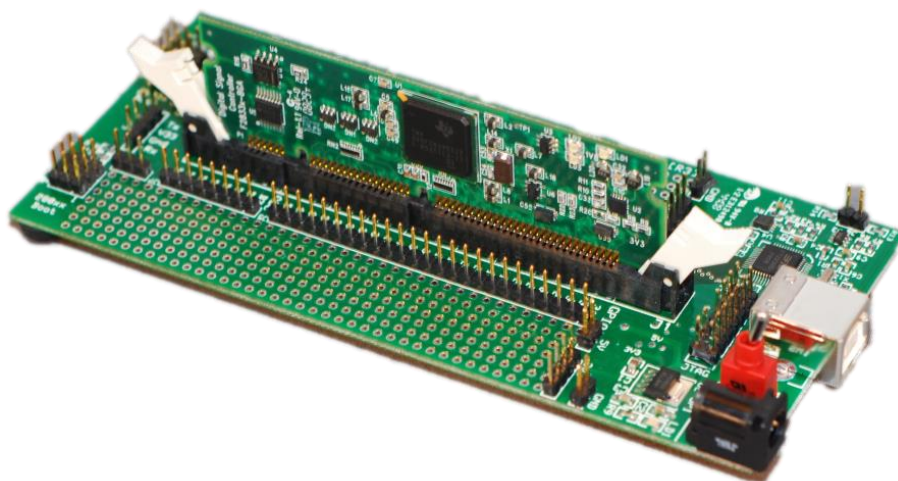


Figura 33 – DSP F28335 Delfino, da Família C2000.

Fonte: (TEXAS INSTRUMENTS, 2015).

O DSP é de fácil programação. Os códigos feitos no software Simulink[®], são compilados, através de pacotes específicos contidos no software, e transferidos para o software *Code Composer Studio* (CCS), da Texas Instruments, o qual realiza a compilação em linguagem C e realiza a gravação no kit do DSP. Esta família de DSP possui oito entradas analógicas e todas as saídas digitais, com seis saídas PWM.

6.8. SOFTWARE E ALGORITMOS PARA AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DE DADOS

Foram desenvolvidos na pesquisa algoritmos para aquisição e tratamentos dos sinais dos sensores no Software Simulink[®], versão 2012a. A Figura 34 ilustra o algoritmo de aquisição de dados feito pelo Simulink[®] utilizando a placa PCI-6024E do LabVIEW[®], versão 2011. O sinal é captado pelas entradas analógicas da placa PCI-6024E e são filtrados através do bloco *Digital Filter Design*, implementando um filtro *Butterworth* passa baixa de terceira ordem, com uma frequência de corte em 50°. O sinal filtrado e tratado pode ser observado em tempo real através da janela de visualização de gráficos, *scope*. Estes sinais são gravados para utilização posterior.

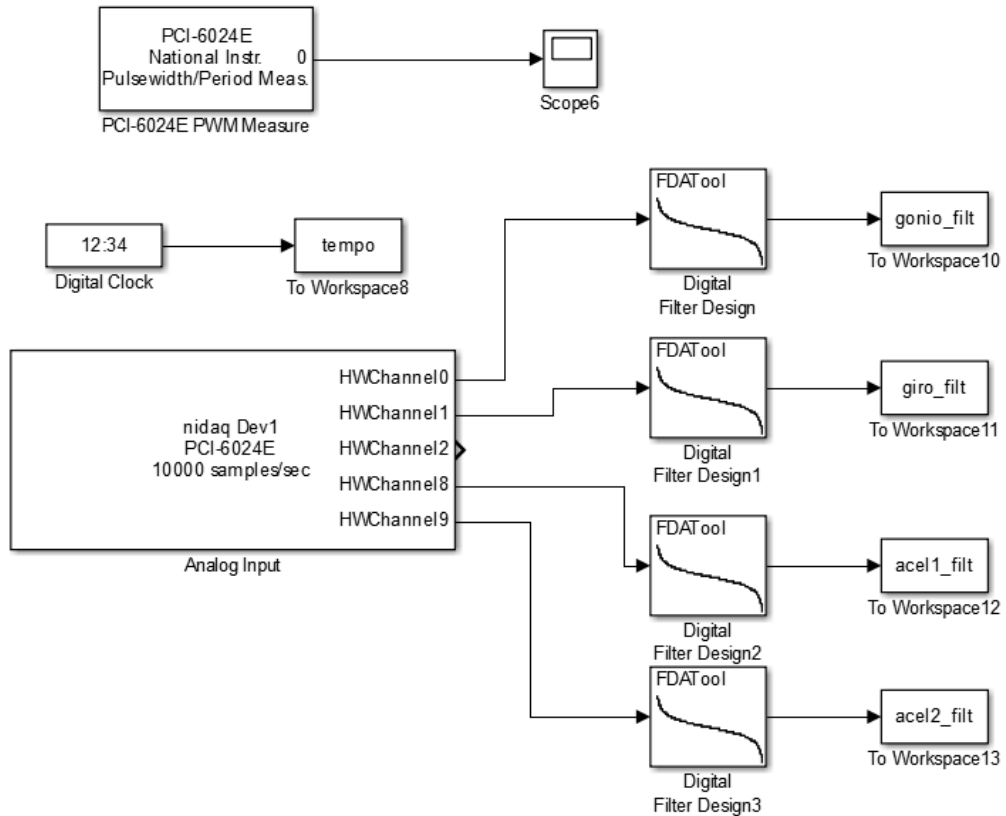


Figura 34 – Algoritmo de aquisição de dados.

Fonte: O próprio autor.

6.9. ELETRODOS

Para que os estímulos elétricos possam ser aplicados nos participantes, foram utilizados eletrodos autoadesivos com superfície em gel, mostrado na Figura 35. Estes eletrodos não precisam ser amarrados ao participante, além de ter uma maior penetração da corrente elétrica em comparação com eletrodos aplicados com gel condutor à base de água.



Figura 35 – Eletrodo autoadesivo quadrado 5 x 5cm

Fonte: (HFE, 2015).

A escolha do tamanho dos eletrodos foi realizada considerando a densidade de corrente, a qual é inversamente proporcional à área de contato, ou seja, quanto maior a área do eletrodo, menor será a densidade de corrente e, conseqüentemente, menores serão as irritações na região de aplicação. Do contrário, um eletrodo muito grande não fornece a densidade de corrente suficiente para a excitação dos músculos, fazendo com que se necessite de uma corrente elétrica com maior intensidade.

6.10. CONSIDERAÇÕES DO CAPÍTULO

Neste capítulo foram apresentados os procedimentos para a seleção dos participantes, devidamente aprovado pelo comitê de ética nacional, bem como todos os protocolos para a realização dos testes com os voluntários. Foi apresentada também toda a instrumentação utilizada para aquisição, *software* para o tratamento de dados e aplicação dos estímulos em malha fechada.

7. RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados as simulações e resultado das aplicações de FES nos participantes da pesquisa, utilizando os controladores proposto no trabalho:

- PI segundo (TEIXEIRA; ASSUNÇÃO; COVACIC, 2007), aplicação nos voluntários hígido e paraplégico;
- PID desenvolvido com o bloco PID do Simulink na aba *Tuner*, aplicação nos voluntários hígido e paraplégico;
- Controle *fuzzy* segundo projeto de Gaino, (2009), aplicação nos voluntários hígido e paraplégico;
- Controle Adaptativo Indireto segundo Lilly, (2011), aplicação no voluntário hígido;

O Comitê de Ética não possui informações de testes com adaptativo indireto, sendo assim, apresentamos teste com voluntario hígido.

Os códigos foram desenvolvidos no *software* MatLab 2011 e Simulink, licenciados para o laboratório, e utilizando uma *ToolBox*, disponível no site da *Mathworks*, para a comunicação com *software CodeComposer* e o *drive* DSP, ambos da Texas Instruments.

A Tabela 1 apresenta as características dos participantes da pesquisa. Complementado as informações, o voluntário P1 apresenta trauma raquimedular, com as lesões neurológicas citadas abaixo:

- Lesão completa da lâmina C6 bilateralmente e encunhamento do corpo vertebral C7;
- Presença de lesão medular com 1,0cm de extensão ao nível do corpo vertebral C7, com característica de gliose secundária e compressão medular;
- Apresenta déficit sensitivo-motor ASIA B, a partir da lesão em nível medular cervical (C5-C6).

Pode-se considerar o enquadramento como sendo o pior caso de paraplegia e o melhor caso de tetraplegia.

Tabela 1 – Características dos participantes da pesquisa.

Participante	Sexo	Idade (anos)	Massa Corp. (kg)	Altura (m)	Tipo de lesão	Tempo de lesão	Prática ativ. Física regularmente?
P1	M	45	62	1,72	Tetraplegia	5 anos	Fisioterapia
H1	M	27	92	1,82	X	X	Não

Fonte: O próprio autor.

Sendo que H representando um indivíduo hígido, ou seja, sem necessidade especial, P um indivíduo paraplégico, M representa o sexo masculino.

7.1. ELETROESTIMULAÇÃO EM MALHA ABERTA

A eletroestimulação em malha aberta é aplicada em duas situações: a primeira para identificar o ponto motor do voluntário, seguindo os passos apresentados nas seções 6.3 e 6.4; a segunda para identificar o comportamento do músculo em relação à fadiga e a identificação dos parâmetros antropométricos.

Na aplicação dos estímulos elétricos destinados à identificação do ponto motor, as grandezas de posição angular, velocidade e aceleração angular não são coletadas e nem armazenadas. Este teste serve apenas para monitoramento do movimento.

Já na aplicação destinada à identificação dos parâmetros antropométricos, as grandezas são coletadas, tratadas e armazenadas. O algoritmo utilizado para a realização desta aplicação de estímulos foi programado no Simulink[®] e gravado no DSP. A Figura 36 mostra o fluxograma do algoritmo utilizado.

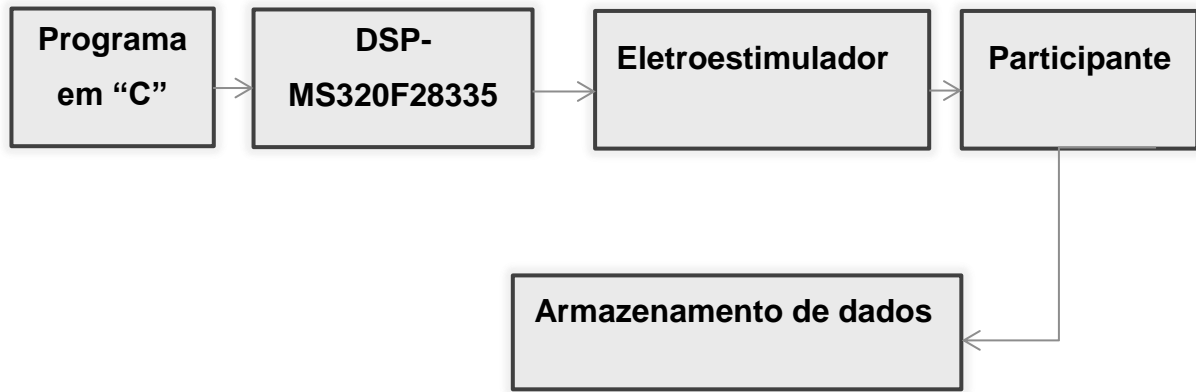


Figura 36 – Fluxograma da aplicação de eletroestimulação em malha aberta.

Fonte: O próprio autor.

Este teste foi aplicado em cada participante da pesquisa com frequências diferentes do sinal aplicado. Os resultados estão apresentados da seguinte forma:

- Resposta ao sinal degrau-rampa, aplicado numa frequência de 70 Hz, largura de pulso $143 \cdot 10^{-4}$ s, corrente elétrica de 90 mA, aplicado ao voluntário hígido H1, está mostrado na Figura 37;
- Resposta ao sinal degrau-rampa, aplicado numa frequência de 75 Hz, largura de pulso $133 \cdot 10^{-4}$ s, corrente elétrica de 90 mA, aplicado ao voluntário hígido H, está mostrado na Figura 38;
- Resposta ao sinal degrau-rampa, aplicado numa frequência de 77 Hz, largura de pulso $130 \cdot 10^{-4}$ s, corrente elétrica de 90 mA, aplicado ao voluntário hígido H1, está mostrado na Figura 39;
- Resposta ao sinal degrau-rampa, aplicado numa frequência de 80 Hz, largura de pulso $125 \cdot 10^{-4}$ s, corrente elétrica de 90 mA, aplicado ao voluntário hígido H1, está mostrado na Figura 40;
- Resposta ao sinal degrau-rampa, aplicado numa frequência de 50 Hz, largura de pulso $250 \cdot 10^{-4}$ s, corrente elétrica de 80 mA, aplicado ao voluntário paraplégico P1, está mostrado na Figura 41;

As diferentes cores nas respectivas figuras representam repetidos testes no voluntário com a mesma frequência, respeitado o tempo entre as aplicações descrito nos procedimentos.

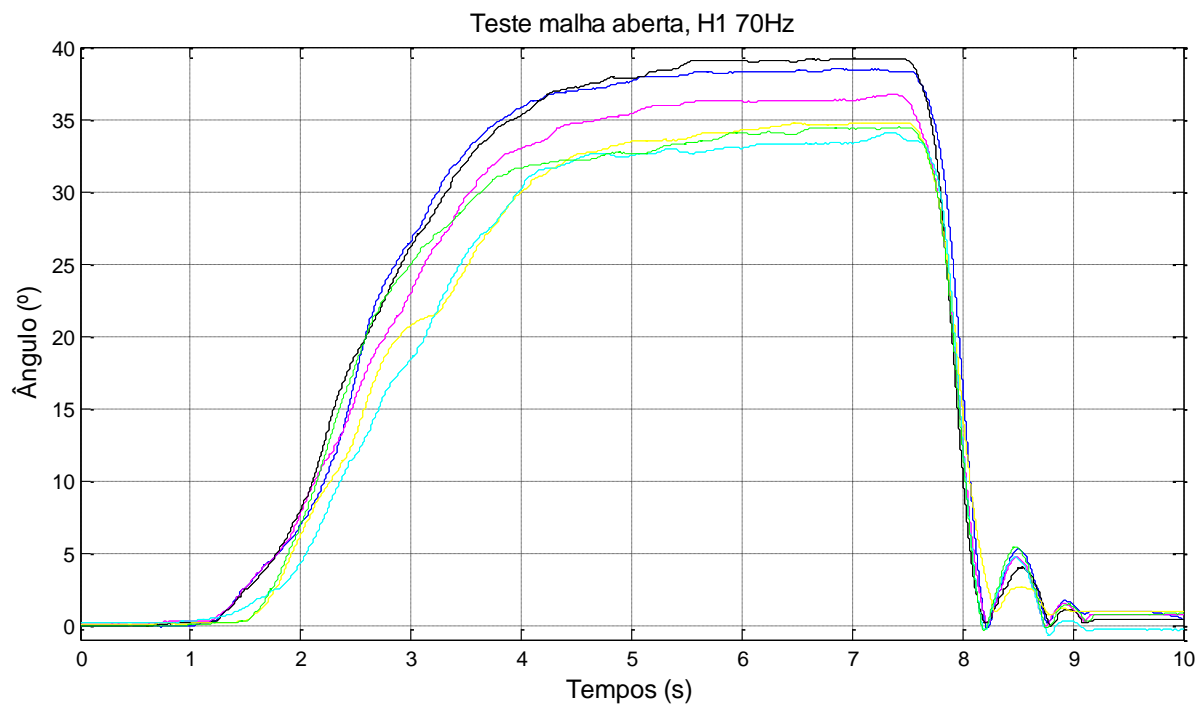


Figura 37 – Teste em malha aberta, voluntário H1 com frequência de 70 Hz.

Fonte: O próprio autor.

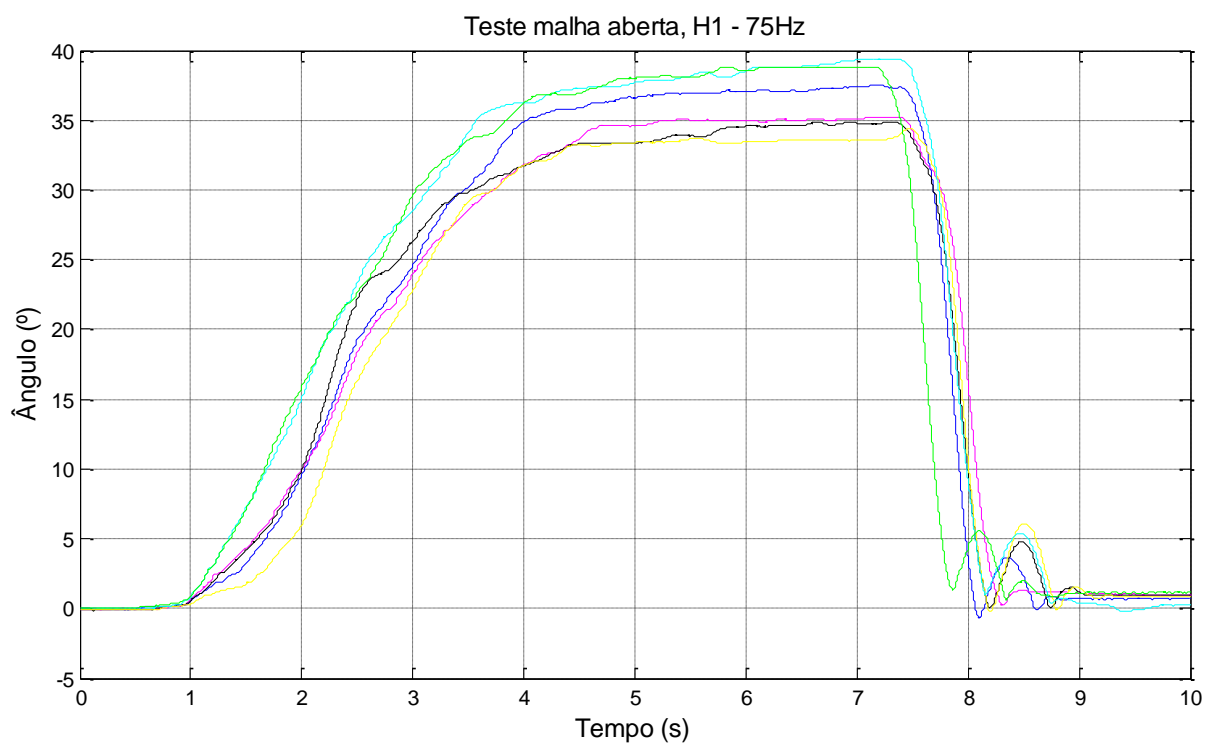


Figura 38 – Teste em malha aberta, voluntário H1 com frequência de 75 Hz.

Fonte: O próprio autor.

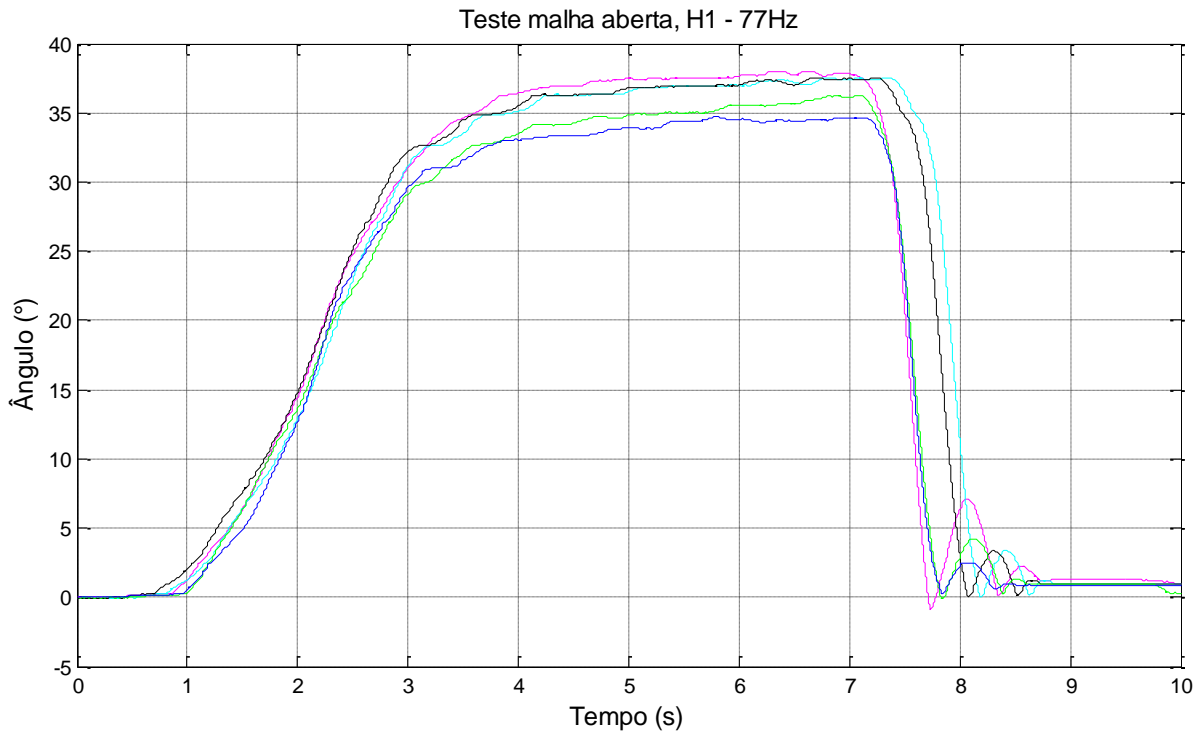


Figura 39 – Teste em malha aberta, voluntário H1 com frequência de 77 Hz.

Fonte: O próprio autor.

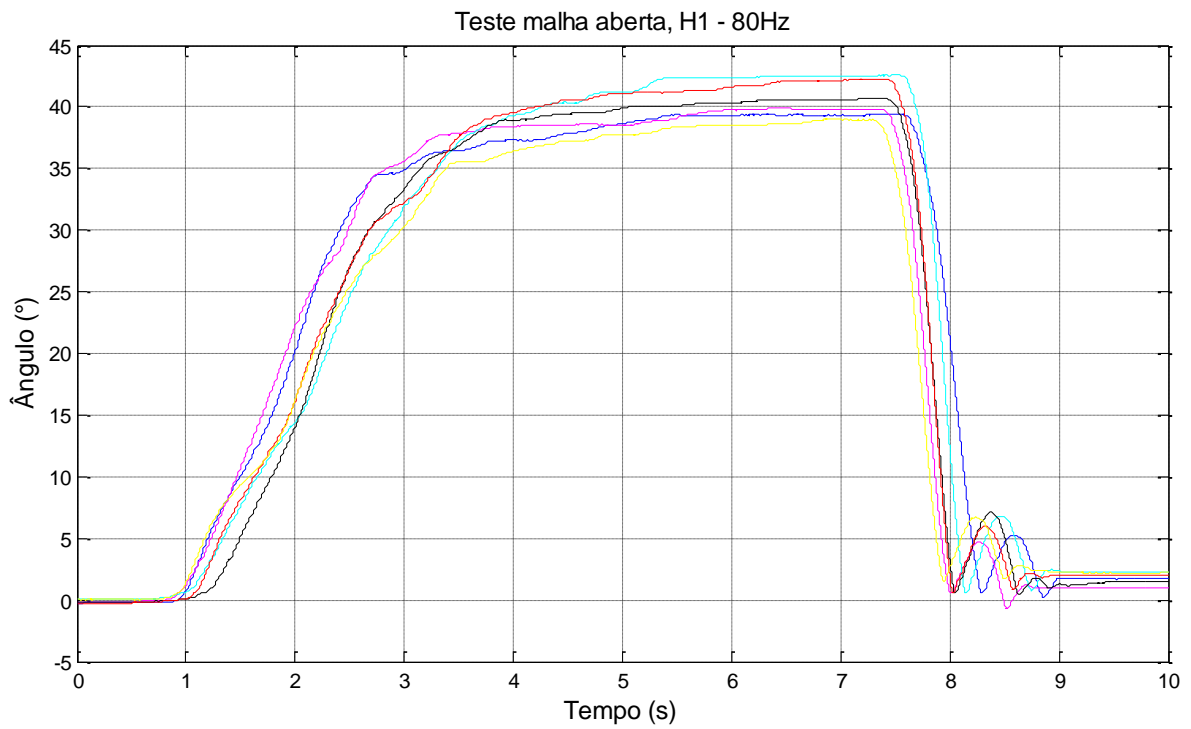


Figura 40 – Teste em malha aberta, voluntário H1 com frequência de 80 Hz.

Fonte: O próprio autor.

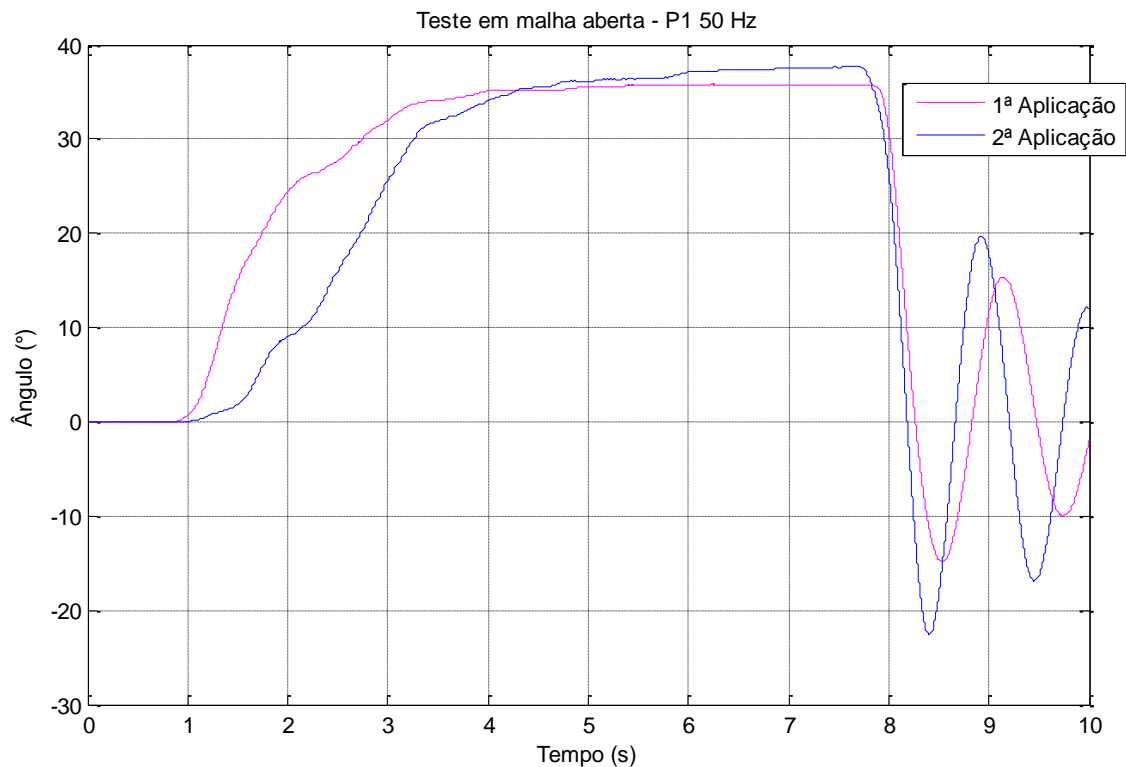


Figura 41 – Teste em malha aberta, voluntário P1 com frequência de 50 Hz.

Fonte: O próprio autor.

Tendo em vista que as quatro aplicações com frequências diferentes foram realizadas utilizando a mesma amplitude de corrente, pode-se observar que o na frequência de 80 Hz houve um aumento do torque efetivo do músculo, e conseqüentemente um maior ângulo de abertura da articulação do joelho.

Para o voluntário P1 foram realizados menos repetições por conta da limitação de tempo nas seções e pelo acelerado tempo de fadiga muscular. Além dos resultados expostos, segundo relatos do voluntário H1, os testes com frequências maiores tiveram um menor nível de desconforto.

7.2. IDENTIFICAÇÃO DOS PARÂMETROS ANTROPOMÉTRICOS – MODELO FERRARIN

Para a identificação dos parâmetros antropométricos do modelo mostrado na Figura 15, para os participantes da pesquisa, foram desenvolvidos códigos no software

Matlab® que analisam o movimento pendular livre do membro inferior. O teste pendular é repetido por 10 vezes para obtenção de parâmetros de ajustes. Os dados são coletados e armazenados através do código da Figura 34. A Figura 42 mostra o teste realizado para a obtenção dos parâmetros, sendo que cada cor diferente representa uma das 10 repetições do movimento. Para o participante P1 foi realizada apenas séries de quatro repetições, as quais estão mostradas na Figura 43.

A identificação da equação (111), que relaciona o torque com a largura de pulso elétrico aplicado, foi realizada com o modelo ARX e o método dos mínimos quadrados, utilizando os dados o sinal de entrada representado na Figura 21 e como saída a resposta obtida na aplicação em malha aberta. Através da identificação foram obtidos os valores de G e T.

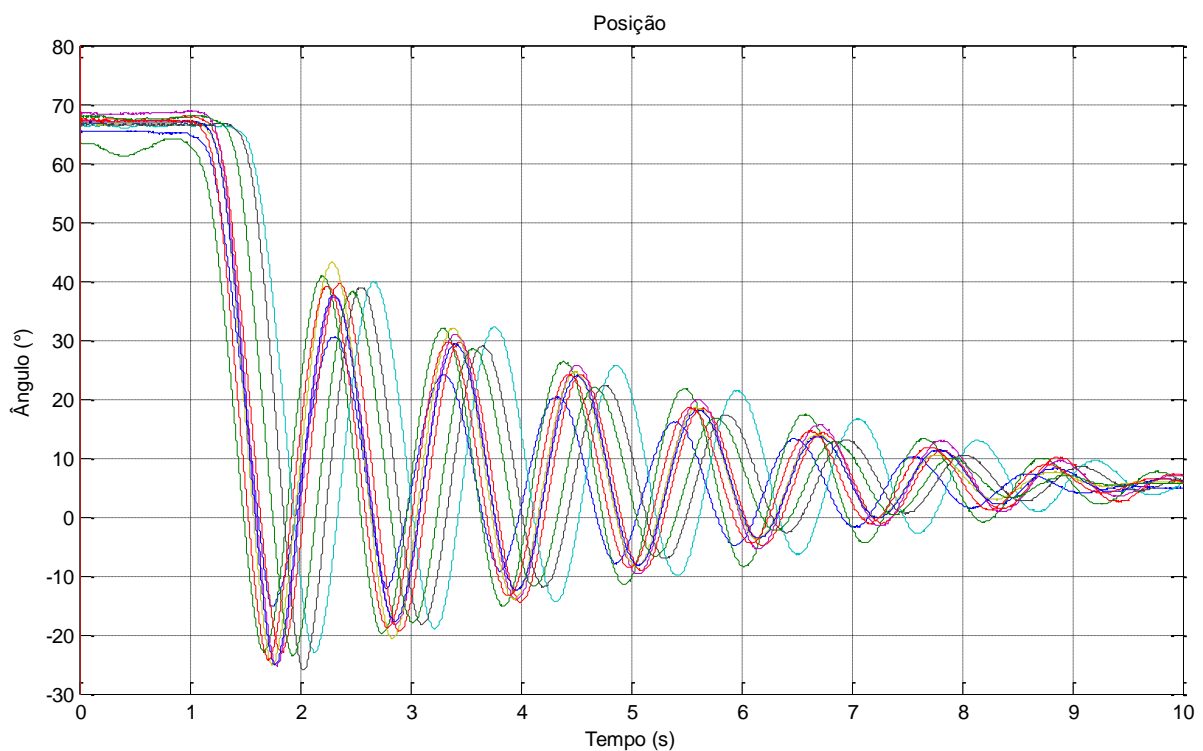


Figura 42 – Teste do pêndulo livre – P1.

Fonte: O próprio autor.

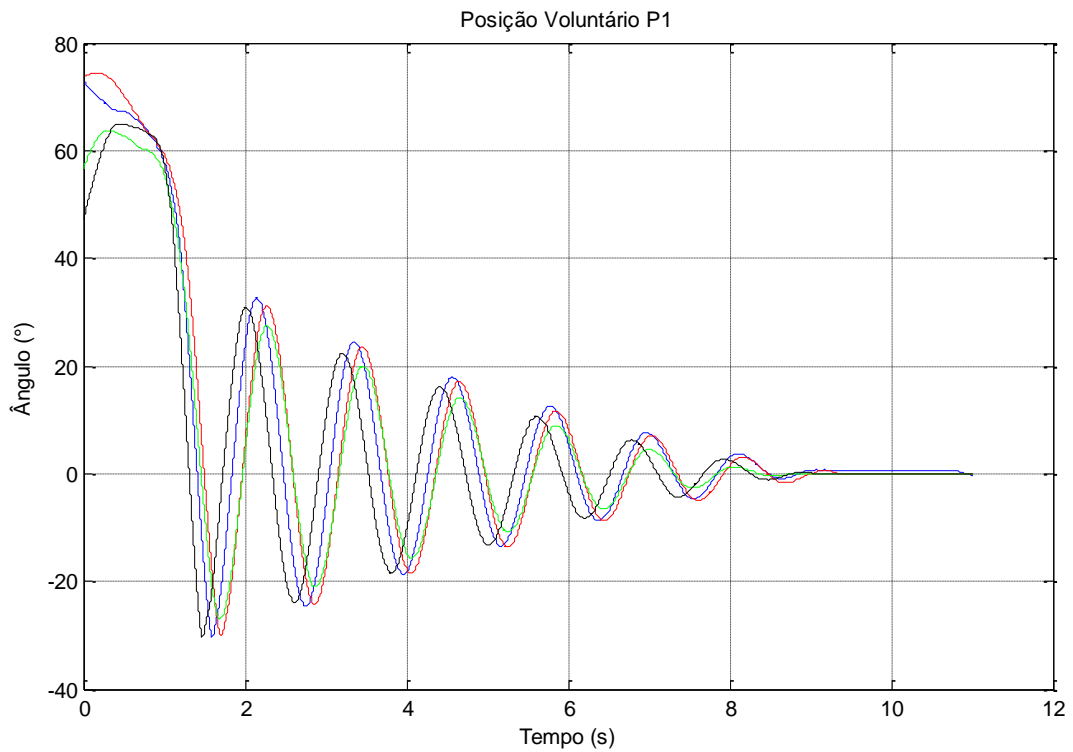


Figura 43 – Teste do pêndulo livre – H1.

Fonte: O próprio autor.

A Tabela 2 mostra os parâmetros identificados para os participantes H1 e P1. Os valores de $c = 0,0015$ foram arbitrados de Ferrarin e Pedotti (2000), o qual pode variar de 0,0010 a 0,0020. Já para o cálculo dos valores da massa (m) e do comprimento (l) do complexo canela-pé, foram utilizados coeficientes para obtenção relacionando-os à massa e à altura do voluntário. Os coeficientes são 0,0547 e 0,139, respectivamente. Os demais parâmetros da Tabela 2 foram calculados com base na análise da Figura 42 e utilização das equações (97), (98) e (104).

Tabela 2 – Parâmetros antropométricos dos voluntários.

Identificação dos parâmetros (modelo de FERRARIN e PEDOTTI, 2000)						
Voluntário/Frequência		H1 / 70 Hz	H1 / 75 Hz	H1 / 77 Hz	P1 / 50 Hz	
	Idade	anos	28	28	28	45
	Massa corpórea	kg	92	92	92	62
	Atura	m	1,82	1,82	1,82	1,76
Lesão	Tipo de lesão		s/ lesão	s/ lesão	s/ lesão	Paraplégico
	Tempo de lesão	anos				5 anos
Mg	m	kg	5,032	5,032	5,032	3,391
	g	m/s ²	9,8	9,8	9,8	9,8
	l	m	0,253	0,253	0,253	0,245
Mi	J	kgm ²	0,4571	0,457	0,457	0,2881
	coef. c		0,0015	0,0015	0,0015	0,0015
	E	1/rad	-0,0380	-0,0380	-0,0380	-0,0394
Ms	λ	Nms/rad	1,2926	1,2926	1,2926	1,3193
	ω	rad	2,4530	2,4530	2,4530	2,3185
Md	B	Nms/rad	0,3869	0,3869	0,3869	0,2756
Ma	G	Nm/us	32556	29686	24291	22856
	τ	s	0,2287	0,8054	0,5134	0,11796

Fonte: O próprio autor.

7.3. ELETROESTIMULAÇÃO EM MALHA FECHADA

A estimulação em malha fechada foi aplicada utilizando os controladores PI, PID, *fuzzy* Takagi-Sugeno com LMI e controle adaptativo indireto com modelo *fuzzy* Takagi – Sugeno.

7.3.1. Eletroestimulação utilizando o controlador PI

Para o projeto do controlador PI, foram utilizados os parâmetros antropométricos identificados nos testes anteriores alocados na a função de transferência de terceira ordem representada pela equação (102). O método de obtenção dos ganhos

derivativos e proporcional descrito em (TEIXEIRA; ASSUNÇÃO; COVACIC, 2007), e está sendo aplicado pela primeira vez para o controle da posição da perna de pacientes paraplégicos. O programa chamado *stabrange.m*, disponível em <http://www.feis.unesp.br/#!/departamentos/engenharia-eletrica/home-page-docentes/marcelo/> determina a faixa de ganhos do controlador, de modo que o sistema seja estável, utilizando o critério de Routh.

O algoritmo utilizado para a realização desta aplicação de estímulos foi programado no Simulink® e gravado no DSP. A Figura 44 mostra o fluxograma do algoritmo utilizado.

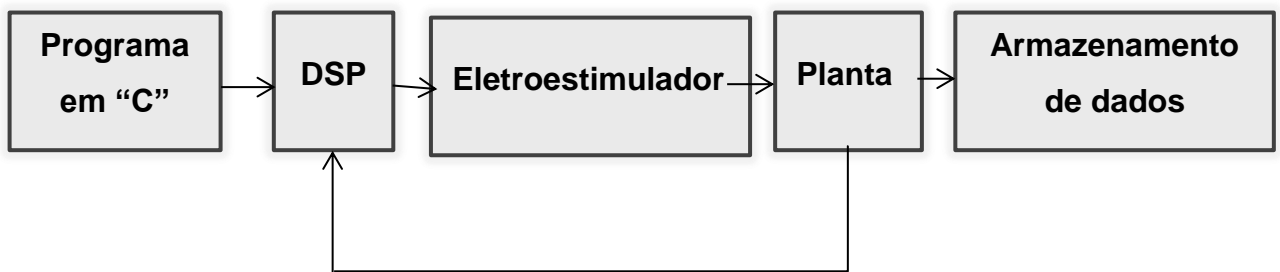


Figura 44 – Fluxograma da aplicação de eletroestimulação em malha fechada.

Fonte: O próprio autor.

O algoritmo construído no Simulink® e gravado no DSP, para implementação, está mostrado na Figura 45. Para o ângulo de referência foi considerado 30°. No bloco *Digital Filter Design* foi implementando um filtro *Butterworth* passa baixa de terceira ordem, com uma frequência de corte em 50°.

7.3.1.1. Aplicação PI no voluntário hígido – H1

Os ganhos do controlador para o voluntário H1, utilizando o programa *stabrange.m*, foram obtidos fixando em zero o ganho proporcional (K_p), da equação (3), e adotando uma taxa de decaimento de 0.01. O termo derivativo (K_d) foi desprezada. Portanto o ganho integrativo (K_i), para as frequências de 70 Hz e 77 Hz estão dispostas na Tabela 3.

Tabela 3 – Ganhos K_p e K_i para o voluntário H1.

H1 - 70 Hz	H1 - 77 Hz
$K_p = 0;$	$K_p = 0;$
$K_i = 0.000281;$	$K_i = 0.000256;$

Fonte: O próprio autor.

Os resultados do controlador PI estão dispostos da seguinte forma:

- Controlador PI para uma frequência de 70 Hz, corrente elétrica de 90 mA, está mostrada na Figura 46;
- Controlador PI para uma frequência de 77 Hz, corrente elétrica de 90 mA, está mostrada na Figura 47.

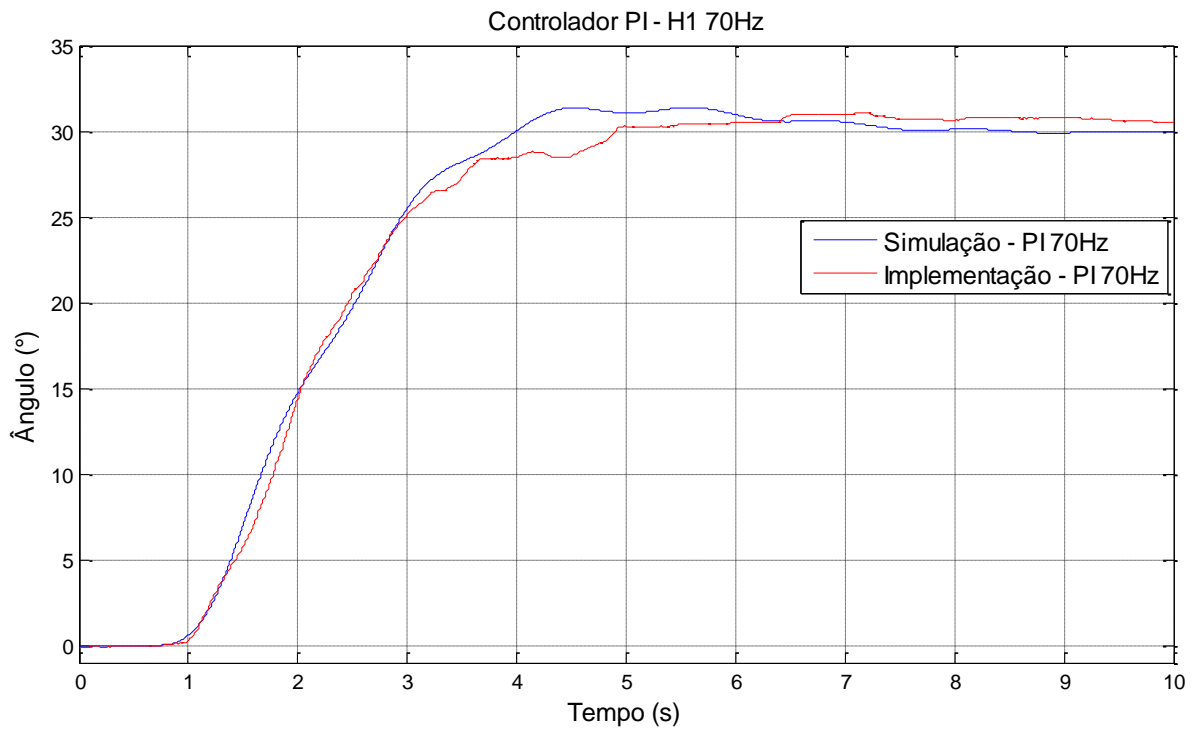


Figura 46 – Resposta simulada do controlador PI para 70 Hz – Voluntário H1.

Fonte: O próprio autor.

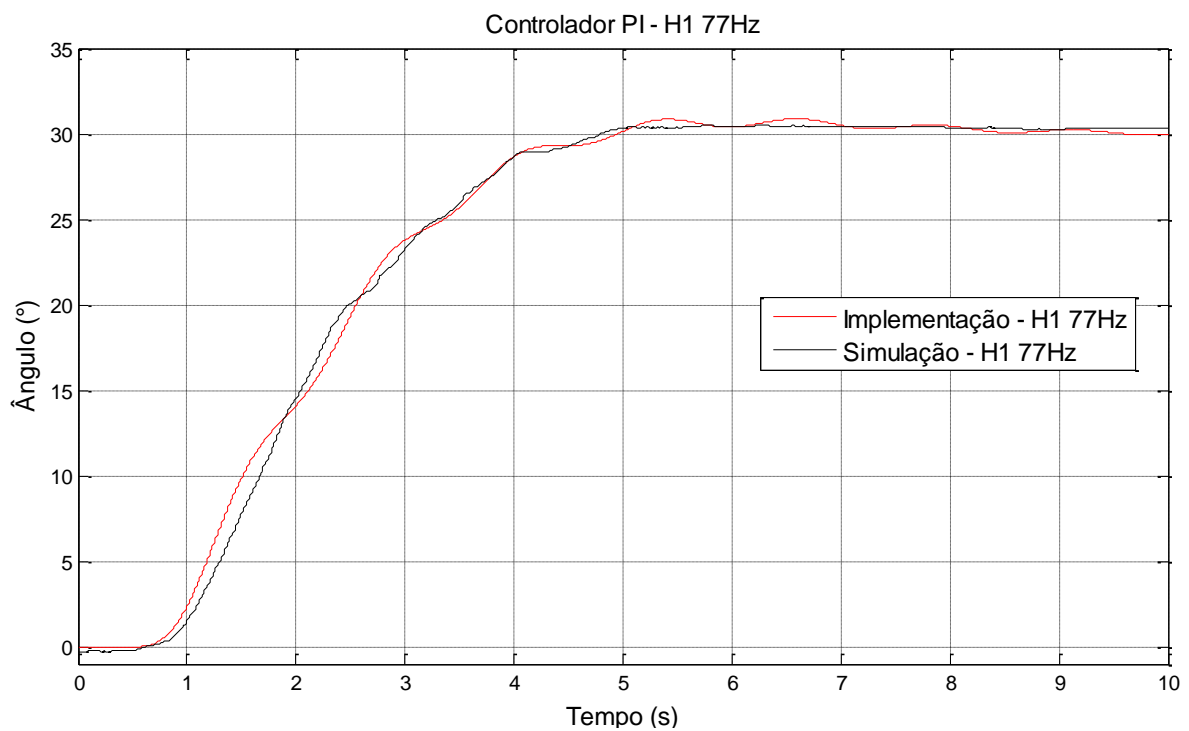


Figura 47 – Resposta simulada do controlador PI para 77 Hz – Voluntário H1.

Fonte: O próprio autor.

O controlador PI projetado para o voluntário H1 e numa frequência de 77 Hz obteve um bom resultado, tendo os valores em regime permanente variando entre 29° e $30,5^\circ$. Possui pouco *overshoot* se comportando de maneira esperada. Este controlador obteve boa resposta quando realizadas repetidas aplicações.

Já o controlador PI projetado para o voluntário H1 e numa frequência de 70 Hz obteve uma maior oscilação, entre 28° e $30,5^\circ$, com atingindo 33° de regime permanente.

No voluntário H1, foram realizados testes de repetibilidade dos controladores PI, respeitando o tempo de relaxação da musculatura entre uma aplicação e outra. A Figura 48 mostra o comportamento do músculo com o teste de repetibilidade na frequência de 70 Hz. A Figura 49 mostra o comportamento do músculo com o teste de repetibilidade na frequência de 77 Hz.

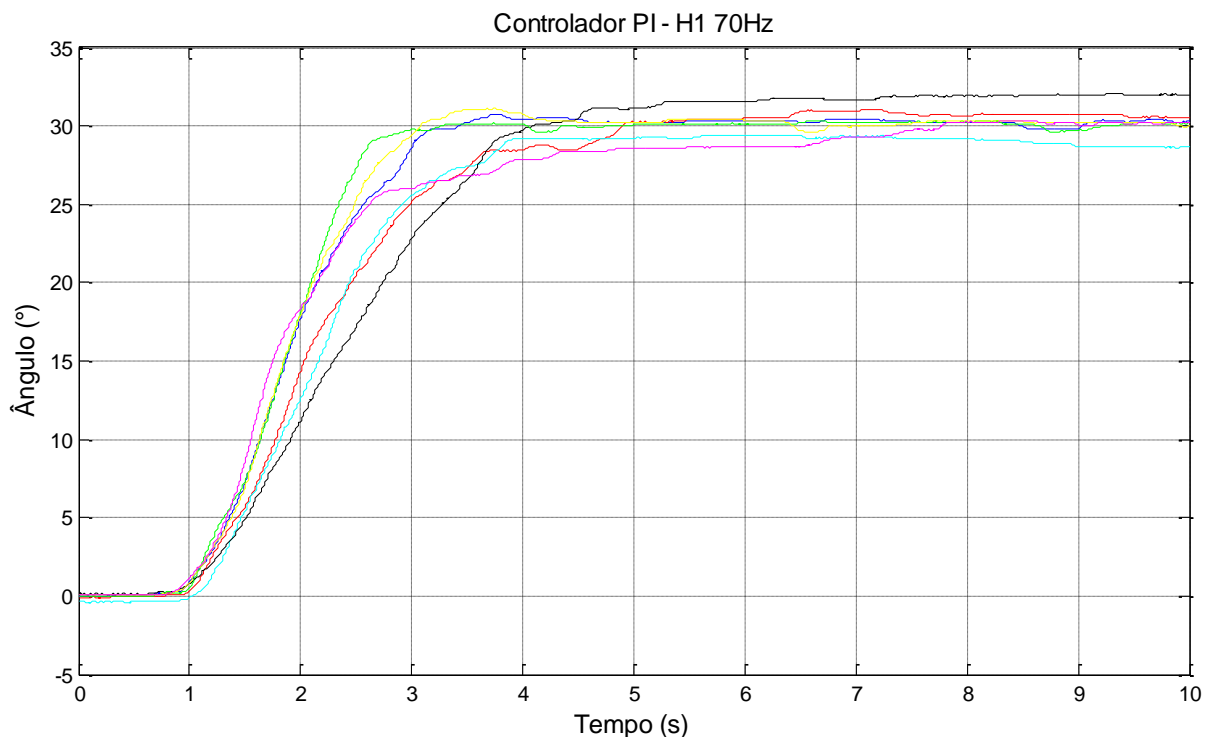


Figura 48 – Teste em malha fechada, controlador PI - voluntário H1 e freq. de 70 Hz

Fonte: O próprio autor.

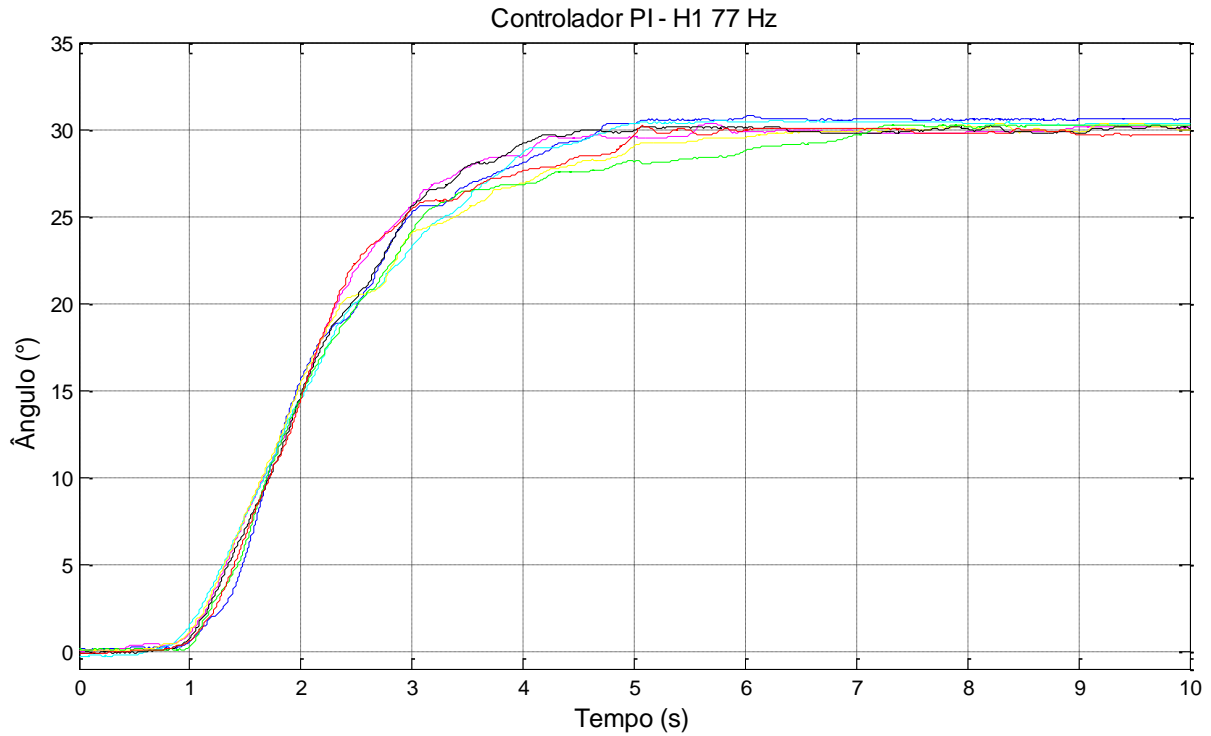


Figura 49 – Teste em malha fechada, controlador PI - voluntário H1 e freq. de 77 Hz.

Fonte: O próprio autor.

7.3.1.2. Aplicação PI no voluntário paraplégico – P1

Os ganhos do controlador para o voluntário paraplégico P1, utilizando o programa *stabrange.m*, foram obtidos fixando em zero o ganho proporcional (K_p), da equação (3), e adotando uma taxa de decaimento de 0.01. O termo derivativo (K_d) foi desprezada. Portanto o ganho integrativo (K_i), para a frequência de 50 Hz está disposta na Tabela 4.

Tabela 4 – Ganhos K_p e K_i para o voluntário P1.

P1 - 50 Hz
$K_p = 0;$
$K_i = 0.00046;$

Fonte: O próprio autor.

A resposta do controlador PI para o voluntário P1 está representada na Figura 50.

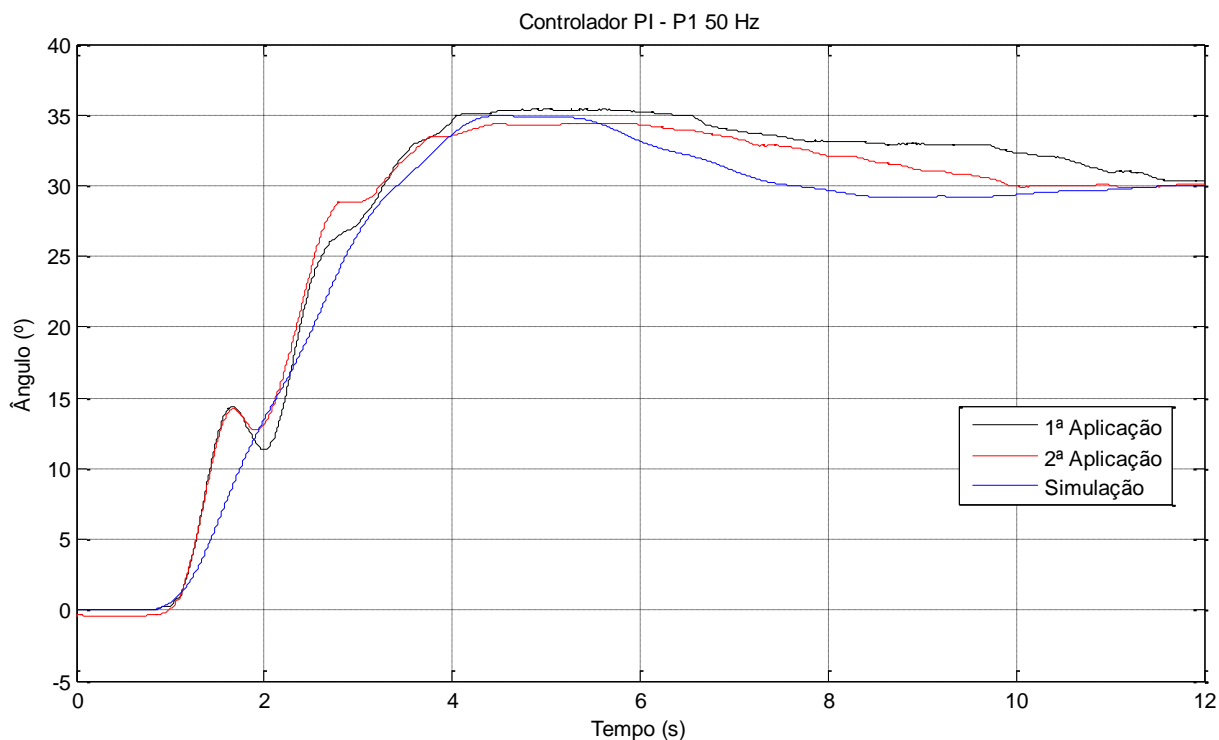


Figura 50 – Resposta simulada do controlador PI para 50 Hz – Voluntário P1.

Fonte: O próprio autor.

O controlador PI projetado para o voluntário – P1 obteve bons resultados, apresentando pequenas oscilações iniciais e um elevado tempo de estabilização. Ambos os testes os sinais alcançaram um ângulo final de 30° . Nestes resultados não ocorreram espasmos involuntários por parte do voluntário P1.

Entretanto, em outra aplicação, em diferentes dias, utilizando o controlador PI, mostrado na Figura 51, o voluntário apresentou um espasmo no membro inferior no momento do teste, caso este da discrepância entre o sinal simulado e o implementado. A intenção de apresentar este resultado é abrir a discussão para a desvantagem de um controlador linearizado que não se adapta às alterações da planta. Estes espasmos são involuntários e podem ocorrer com frequência, dependendo de vários fatores fisiológicos do participante da pesquisa. A incidência dos espasmos era maior nos testes realizados no período matutino, período este imediatamente após a realização de atividades de alongamento, fisioterapia e atividades físicas. Outro motivo para a ocorrência de espasmos foi a falta de tricotomia do local da aplicação do estímulo.

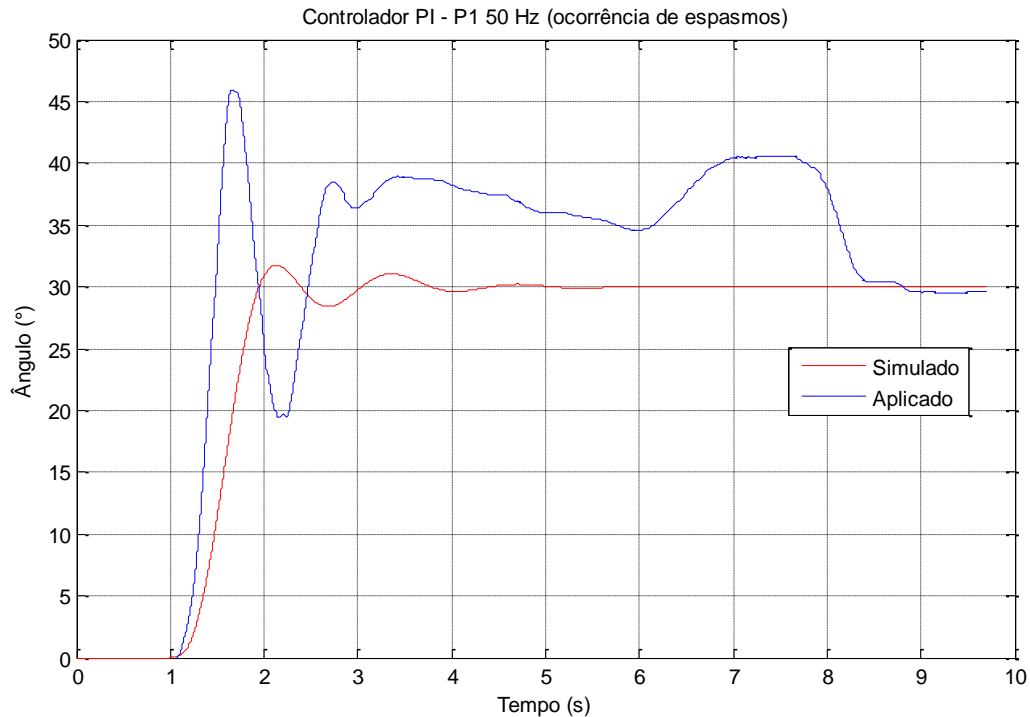


Figura 51 – Resposta simulada do controlador PI com espasmo – Voluntário P1.

Fonte: O próprio autor.

7.3.2. Eletroestimulação utilizando o controlador PID

Para o projeto do controlador PID, foi utilizado o algoritmo construído no Simulink® e gravado no DSP, conforme Figura 45. Os ganhos proporcional, integrativo e derivativo foram obtidos através da ferramenta *PID tuner* do Simulink®. Esta ferramenta faz a linearização da planta e permite o ajuste da resposta desejada no gráfico. Portanto, os valores são calculados com base na resposta pretendida. Foi considerado um ângulo de referência foi considerado 30°.

7.3.2.1. Aplicação PID no voluntário hígido – H1

Os ganhos do controlador PID para o voluntário H1, aplicados na equação (3), obtidos através da ferramenta *PID tuner* do Simulink®, para as frequências de 70 Hz e 77 Hz estão dispostas na Tabela 5.

Tabela 5 – Ganhos K_p , K_i e K_d para o voluntário H1.

H1 - 70 Hz	H1 - 77 Hz
$K_p = 8.2517 \times 10^{-5}$;	$K_p = 0.0002729$;
$K_i = 0.0003187$;	$K_i = 0.0003429$;
$K_d = 0.000112$;	$K_d = 0.000100$;

Fonte: O próprio autor.

Os resultados do controlador PID para as frequências de 70 Hz e 77 Hz estão sobrepostas na Figura 52.

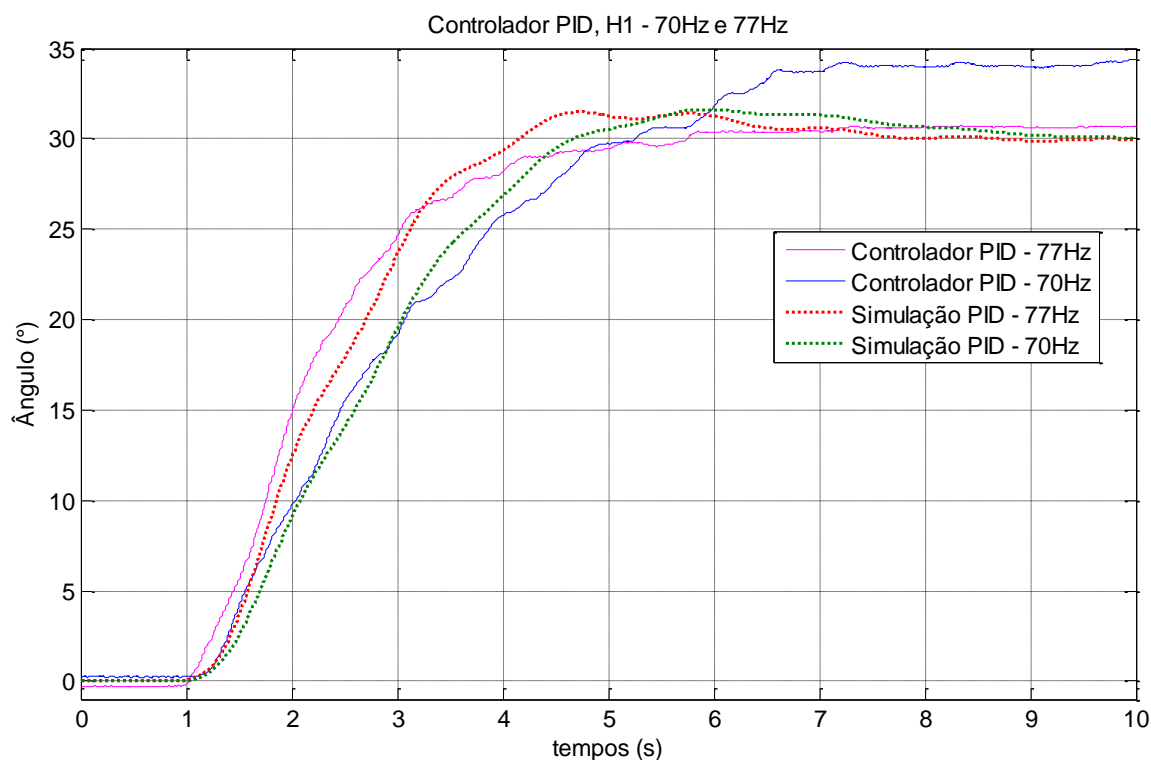


Figura 52 – Resposta simulada e implementada do controlador PID para 70 Hz e 77 Hz – Voluntário H1.

Fonte: O próprio autor.

O controlador PID projetado para uma frequência de 77 Hz obteve melhor resultado, tendo seu valor de regime permanente de $30,6^\circ$. Este controlador obteve boa resposta. O controlador PID projetado para uma frequência de 70 Hz obteve maior erro em regime permanente, com um valor de 34° .

7.3.2.2. Aplicação PID no voluntário paraplégico – P1

Os ganhos do controlador PID para o voluntário P1, obtidos através da ferramenta PID *tuner* do Simulink®, para a frequência de 50 Hz está disposta na Tabela 6.

Tabela 6 – Ganhos K_p , K_i e K_d para o voluntário P1.

P1 - 50 Hz
$K_p = 6.6751e - 08;$
$K_i = 0.00013350;$
$K_d = 2.12e - 08;$

Fonte: O próprio autor.

Os resultados do controlador PID para as frequências de 70 Hz e 77 Hz estão sobrepostas na Figura 52.

A resposta do controlador PID para o voluntário P1 está representada na Figura 53.

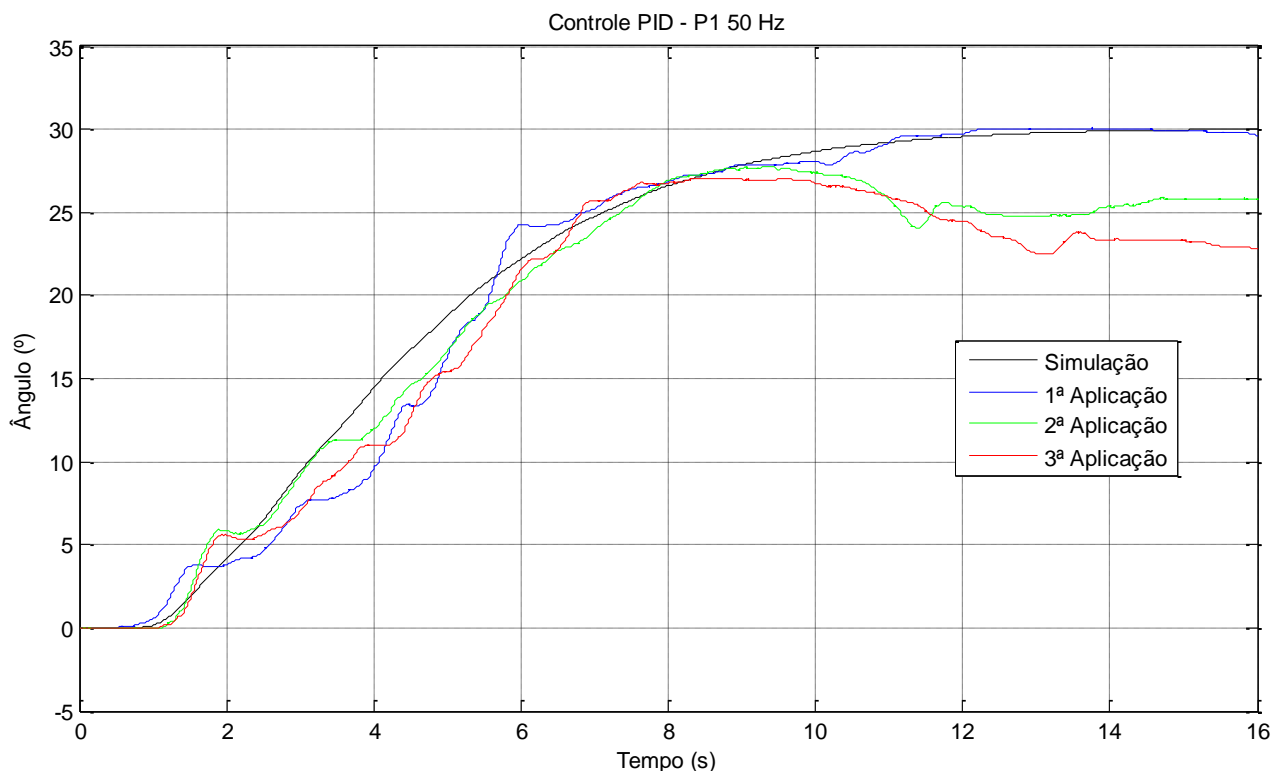


Figura 53 – Resposta simulada e implementada do controlador PID para 50 Hz – P1.

Fonte: O próprio autor.

No controlador PID projetado para o voluntário P1 houve uma estabilização no valor de referência, 30° para 1ª aplicação, apresentando-se conforme simulado. Entretanto, após algumas aplicações subsequentes ficou nítido nos resultados que o músculo do voluntário P1 apresentou fadiga, resultando em valores de estabilização muito aquém do simulado, demonstrando a complexidade e dificuldade em se aplicar estímulos elétricos repetidas vezes em voluntários lesionados medulares.

7.3.3. Eletroestimulação utilizando o controlador *fuzzy* Takagi - Sugeno

Segundo projeto de Gaino, (2009) o controle não linear da posição da perna do participante da pesquisa utilizando modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno com modelos locais foi projetado para elevar a perna dos voluntários hígido e paraplégico, do repouso até um ângulo de referência de 30°.

De acordo com Taniguchi et al., (2001) existe uma não linearidade $\tilde{f}_{21}(x_1(t))$ descrita na equação (119), da qual determina-se dois modelos locais, sendo os

vértices do polítopo. Segundo Gaino (2009), as funções de pertinência para solução do sistema com dois modelos locais são definidas como sendo:

$$\tilde{f}_{21}(x_1(t)) = \sigma_{211}(x_1(t))a_{211} + \sigma_{212}(x_1(t))a_{212}, \quad (130)$$

onde

$$\begin{aligned} a_{211} &= \max\{\tilde{f}_{21}(x_1(t))\}, \\ a_{212} &= \min\{\tilde{f}_{21}(x_1(t))\}, \end{aligned} \quad (131)$$

$$\sigma_{211}(x_1(t)) + \sigma_{212}(x_1(t)) = 1, \quad \sigma_{211}(x_1(t)), \sigma_{212}(x_1(t)) \geq 0. \quad (132)$$

Combinando as equações (130) e (132) tem-se:

$$\sigma_{211}(x_1(t)) = \frac{\tilde{f}_{21}(x_1(t)) - a_{212}}{a_{211} - a_{212}}, \quad (133)$$

$$\sigma_{212}(x_1(t)) = \frac{\tilde{f}_{21}(x_1(t)) - a_{211}}{a_{212} - a_{211}}, \quad (134)$$

Os modelos locais são obtidos por:

$$A_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ a_{211} & \frac{-B}{J} & \frac{1}{J} \\ 0 & 0 & -\frac{1}{\tau} \end{bmatrix}, \quad A_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ a_{212} & \frac{-B}{J} & \frac{1}{J} \\ 0 & 0 & -\frac{1}{\tau} \end{bmatrix}, \quad (135)$$

As matrizes descritas em (135) formam a base dos vértices do polítopo. A matriz B é dada por:

$$B = B_1 = B_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ G \\ \tau \end{bmatrix}. \quad (136)$$

Portanto o modelo não linear em modelos locais é dado por:

$$\dot{X}(t) = \sum_{i=1}^2 a_{21i} x_1(t) (A_i x(t) + Bu(t)). \quad (137)$$

7.3.3.1. Aplicação do controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno no voluntário hígido – H1

Segundo Gaino (2009), a curva da função não linear, determina os valores mínimos e máximos da função $\tilde{f}_{21}(x_1(t))$ para o intervalo de $-\pi/6 < x_1 < \pi/6$. Por restrição física e assumindo o ponto de interesse de 30° , o movimento permitido para θ_v terá uma variação de $0 < x_1 < \pi/6$. A curva da função $\tilde{f}_{21}(x_1(t))$, como mostrado na Figura 54, foi obtida utilizando os resultados do teste em malha aberta, representados na Figura 38, substituindo-os nas equações (120) e (121). Da Figura 54 tem-se que os valores de máximos e mínimos, para o voluntário hígido, são:

$$\begin{aligned} a_{211} &= \max\{\tilde{f}_{21}(x_1(t))\} = -22.348324267200322, \\ a_{212} &= \min\{\tilde{f}_{21}(x_1(t))\} = -26.836015071901709 \end{aligned} \quad (138)$$

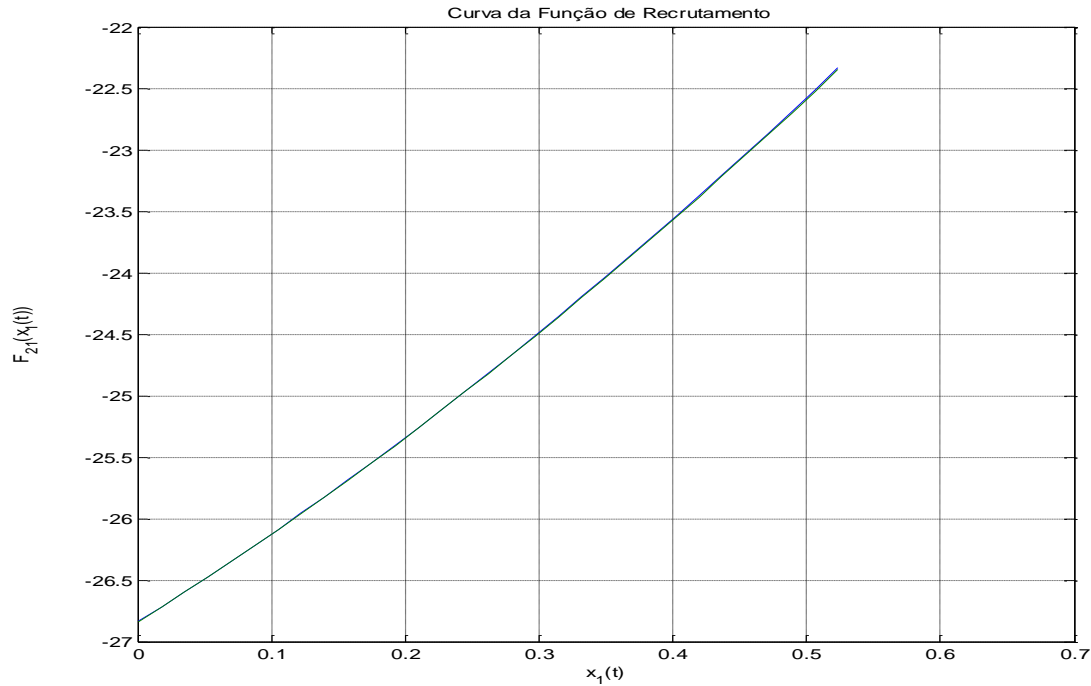


Figura 54 – Curva da função de recrutamento do voluntário H1.

Fonte: O próprio autor

Utilizando os parâmetros do voluntário H1 numa frequência de 77 Hz, exposto na Tabela 2, e os valores de máximo e mínimo, representado na equação (131), os modelos locais, das equações (135) e (136), são dados por:

$$A_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -22.34 & \frac{-0,3869}{0,457} & \frac{1}{0,457} \\ 0 & 0 & -\frac{1}{0,8054} \end{bmatrix}, \quad A_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 26.83 & \frac{-0,3869}{0,457} & \frac{1}{0,457} \\ 0 & 0 & -\frac{1}{0,8054} \end{bmatrix}, \quad (139)$$

$$B = B_1 = B_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{29686}{0,8054} \end{bmatrix}. \quad (140)$$

O controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno discreto é calculado de forma que as condições apresentadas em (72), (73) e (74) sejam factíveis, se e somente se as LMI's (75)

forem factíveis para $X = X^T > 0$. Considerando um $\beta = 0.99$ e $T = 0.001s$, da equação (76) os ganhos obtidos para o voluntário hígido (H1), para uma frequência de 77 Hz, foram:

$$F_1 = [0.006247024549157 \quad 0.024292476596721 \quad 0.031873310236525],$$

$$F_2 = [0.006137002448552 \quad 0.024287326367470 \quad 0.031867645946705].$$

A programação do controlador realizada no Simulink e implementada no DSP está representada na Figura 55. O resultado da aplicação do controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno com dois modelos locais, utilizando uma frequência de 77 Hz, para o voluntário H1, está representado na Figura 56, na Figura 57 e na Figura 58.

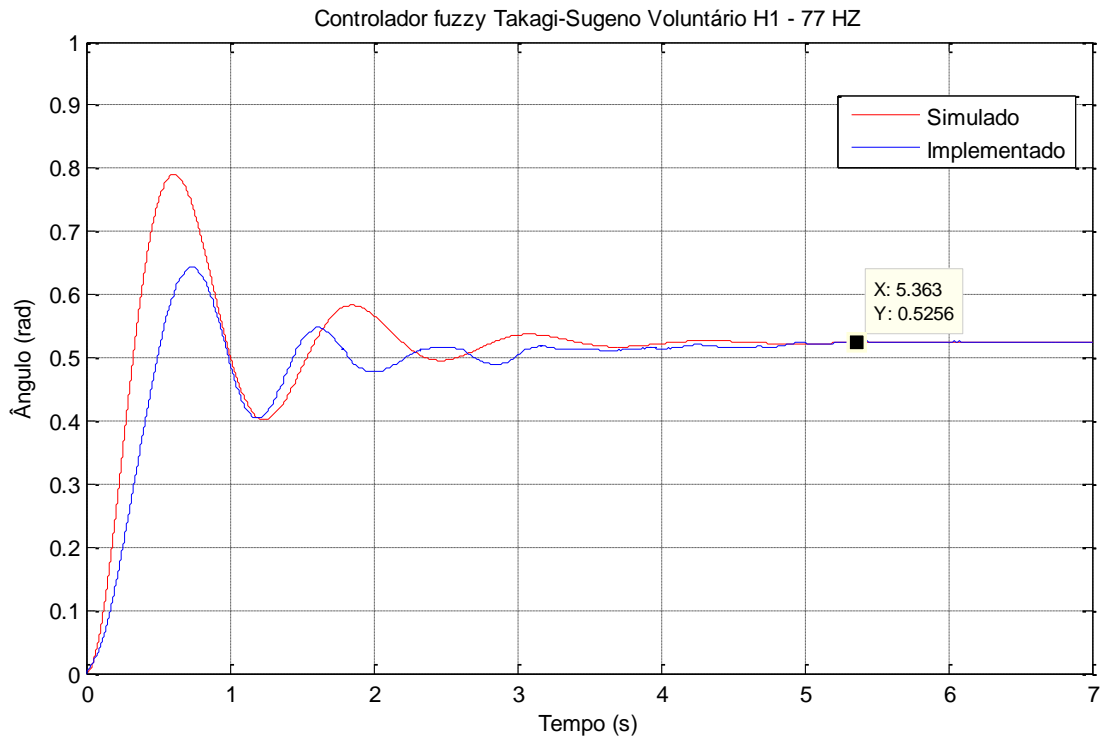


Figura 56 – Posição *fuzzy* Takagi-Sugeno - voluntário H1 e freq. de 77 Hz.

Fonte: O próprio autor.

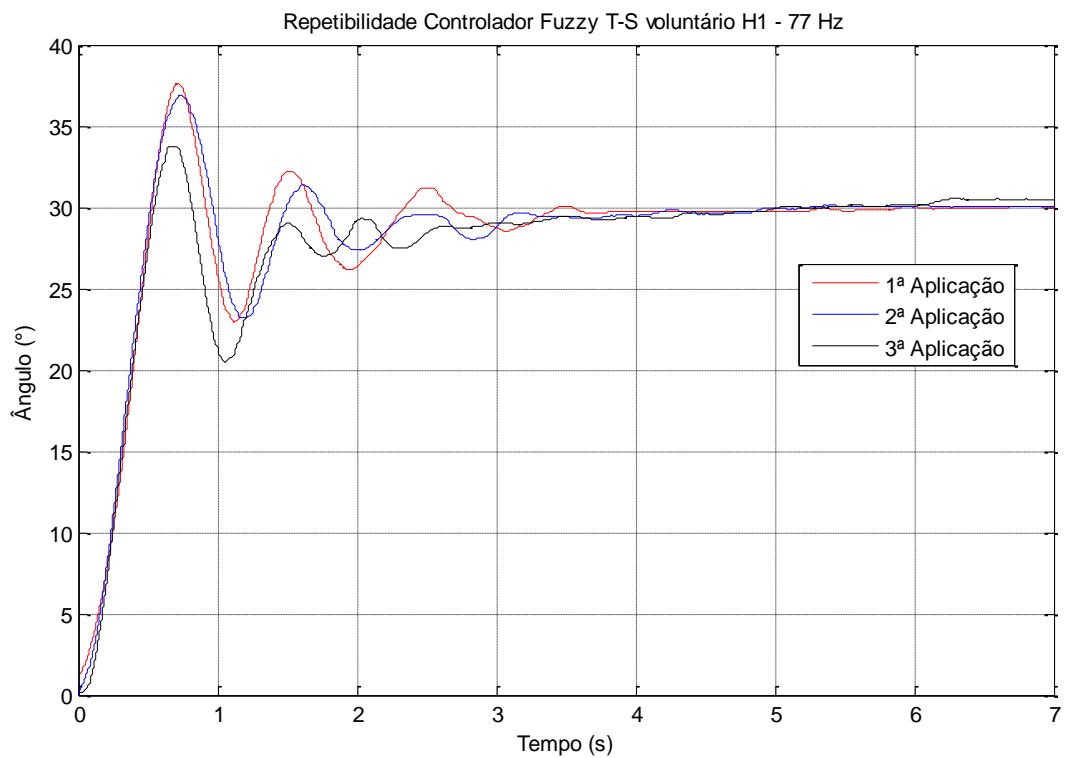


Figura 57 – Repetibilidade do controlador *fuzzy* T-S - voluntário H1 e freq. de 77 Hz.

Fonte: O próprio autor.

O controlador *fuzzy* T-S obteve comportamento como esperado na primeira aplicação, tendo seu valor de estabilização de 29.7° . Entretanto com a repetição foi constatado uma grande diferença nos valores finais das aplicações posteriores.

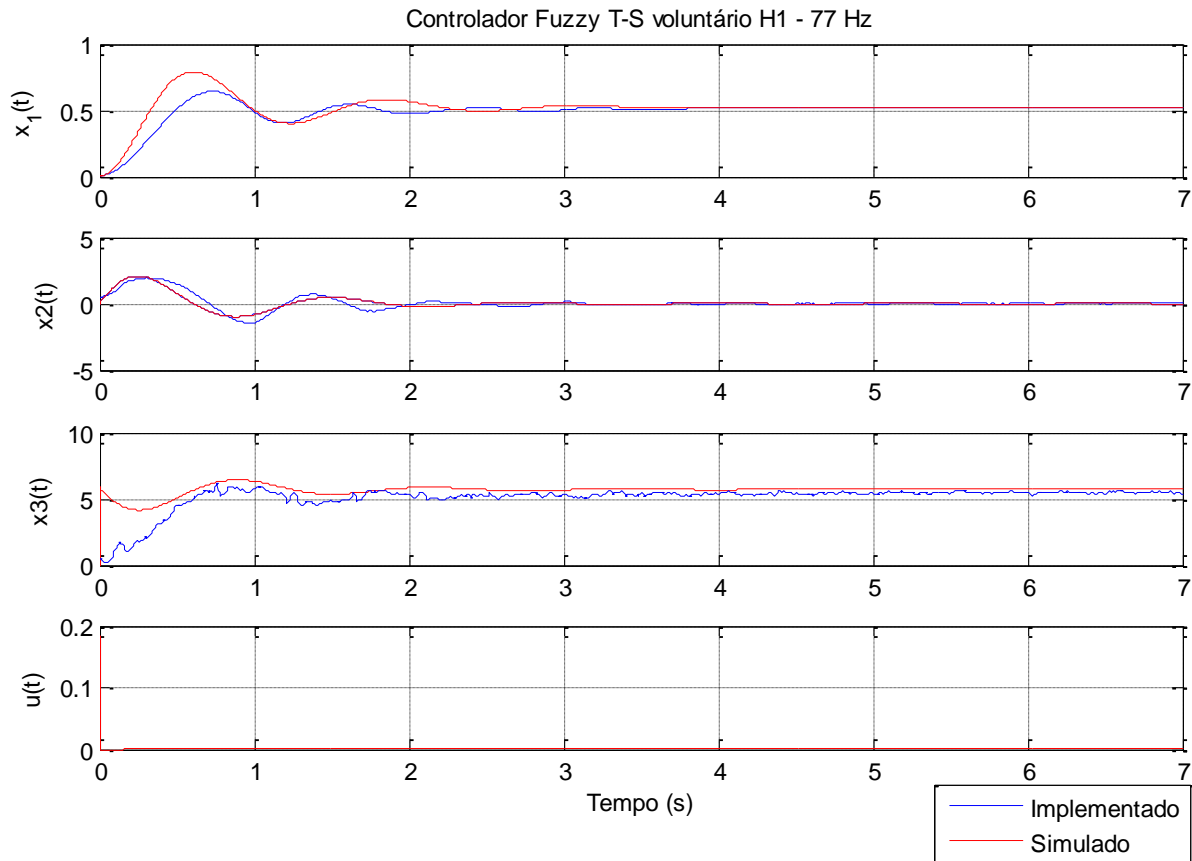


Figura 58 – Controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno - voluntário H1 e freq. de 77 Hz.

Fonte: O próprio autor.

Pode-se observar que o torque obteve seu valor satisfatório em regime permanente, bem como a velocidade e a posição angular.

7.3.3.2. Aplicação do controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno no voluntário paraplégico – P1

A curva da função $\tilde{f}_{21}(x_1(t))$, como mostrado na Figura 59, foi obtida utilizando os resultados do teste em malha aberta, representados na Figura 41, substituindo-os nas equações (120) e (121). Da Figura 59 tem-se que os valores de máximos e mínimos, para o voluntário hígido, são:

$$\begin{aligned} a_{211} &= \max\{\tilde{f}_{21}(x_1(t))\} = -24.498141568022572 \\ a_{212} &= \min\{\tilde{f}_{21}(x_1(t))\} = -29.029654605977083 \end{aligned} \quad (141)$$

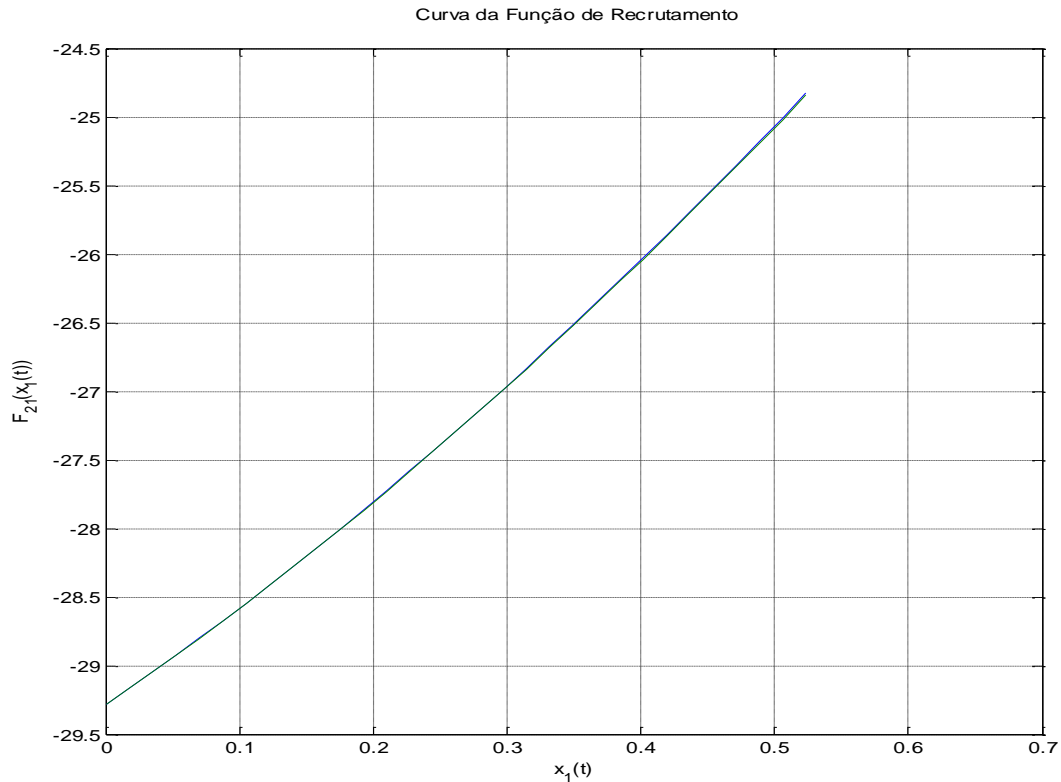


Figura 59 – Curva da função de recrutamento do voluntário P1.

Fonte: O próprio autor

Utilizando os parâmetros do voluntário P1 numa frequência de 50 Hz, exposto na Tabela 2, e os valores de máximo e mínimo, representado na equação (141), os modelos locais, das equações (135) e (136), são dados por:

$$A_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -24.4981 & \frac{-0,2756}{0,2881} & \frac{1}{0,2881} \\ 0 & 0 & -\frac{1}{0,11796} \end{bmatrix}, A_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -29.0296 & \frac{-0,2756}{0,2881} & \frac{1}{0,2881} \\ 0 & 0 & -\frac{1}{0,11796} \end{bmatrix}, \quad (142)$$

$$B = B_1 = B_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{22856}{0,11796} \end{bmatrix}. \quad (143)$$

Considerando um $\beta = 0.999$ e $T = 0.001s$, da equação (76) os ganhos obtidos para o voluntário paraplégico (P1), para uma frequência de 50 Hz, foram:

$$F_1 = [-0.000212790490069 \quad 0.003372589005608 \quad 0.005196934975261],$$

$$F_2 = [-0.000224170527403 \quad 0.003347090094006 \quad 0.005156337495522].$$

A programação do controlador realizada no Simulink e implementada no DSP está representada na Figura 55. O resultado da aplicação do controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno com dois modelos locais, utilizando uma frequência de 50 Hz, para o voluntário P1, está representado na Figura 60 e na Figura 61.

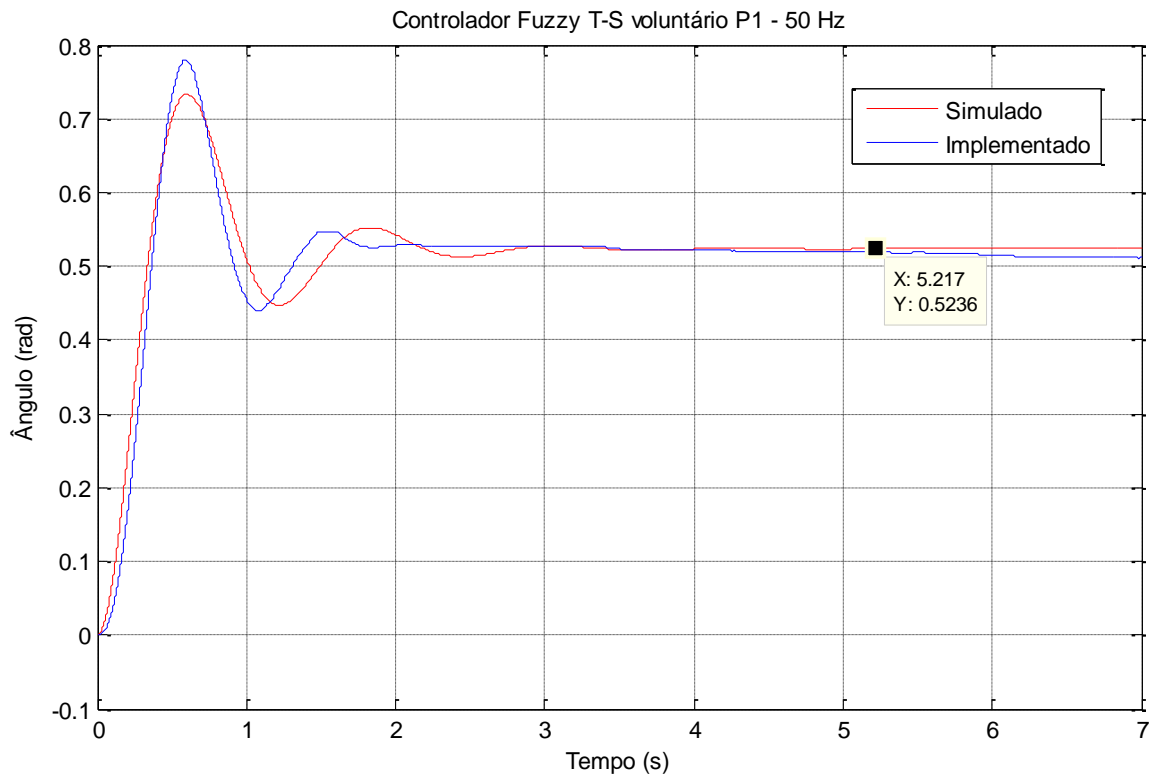


Figura 60 – Posição *fuzzy* Takagi-Sugeno - voluntário P1 e freq. de 50 Hz.

Fonte: O próprio autor.

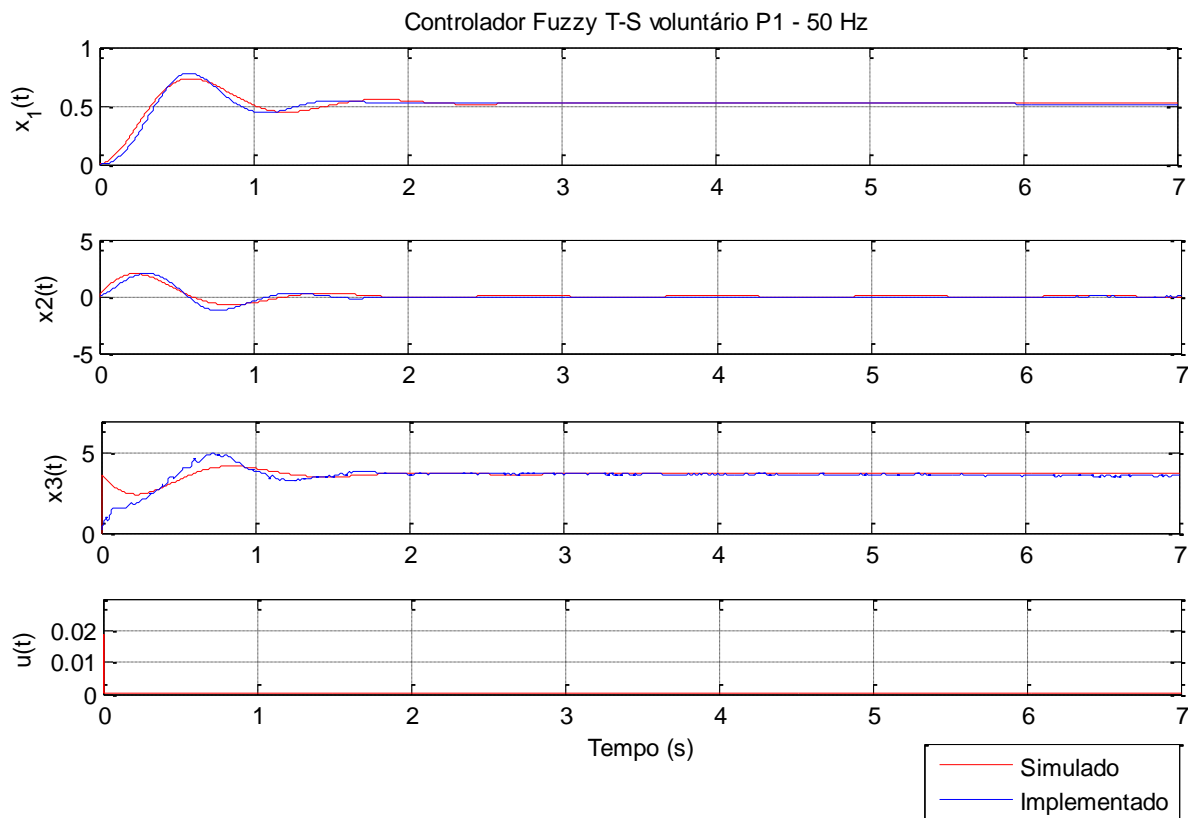


Figura 61 – Controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno - voluntário P1 e freq. de 50 Hz.

Fonte: O próprio autor.

O controlador *fuzzy* T-S aplicado no voluntário P1 obteve excelentes resultados. O sinal da posição angular sobreposto ao simulado demonstra que o controlador conseguiu manter a trajetória, estabilizando em aproximadamente 30° . Os sinais de velocidade e torque também se comportaram como esperado na simulação.

7.3.4. Controle adaptativo indireto *fuzzy* Takagi - Sugeno

O controle adaptativo indireto utilizando modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno foi projetado para forçar a saída da planta a acompanhar um sinal de referência arbitrado, levando a perna da posição de repouso até um ângulo de 30° .

7.3.4.1. Identificação *fuzzy* Takagi-Sugeno para voluntário hígido – H1

A princípio, utilizando as equações de (86) a (91) foram realizadas as identificações dos sistemas *fuzzy* utilizando o método de mínimos quadrados, por batelada e

recursivo. Na identificação foram utilizadas apenas 4 regras. A identificação foi realizada utilizando os sinais de entrada e saída obtidos nos teste em malha aberta, apresentados na Figura 38 para o voluntário hígido. O sinal de entrada foi aplicado numa frequência de 75 Hz, corrente elétrica de 90 mA. Portanto, a identificação do sinal esta disposto da seguinte forma:

- Identificação *fuzzy*, do voluntário H1, pelo método Batelada, mostrado na Figura 62;
- Identificação *fuzzy*, do voluntário H1, pelo método Recursivo, mostrado na Figura 63;
- Funções de pertinência, do voluntário H1, pelo método Recursivo, mostrado na Figura 64;
- A evolução do parâmetro ϕ da equação (90), mostrado na Figura 65.

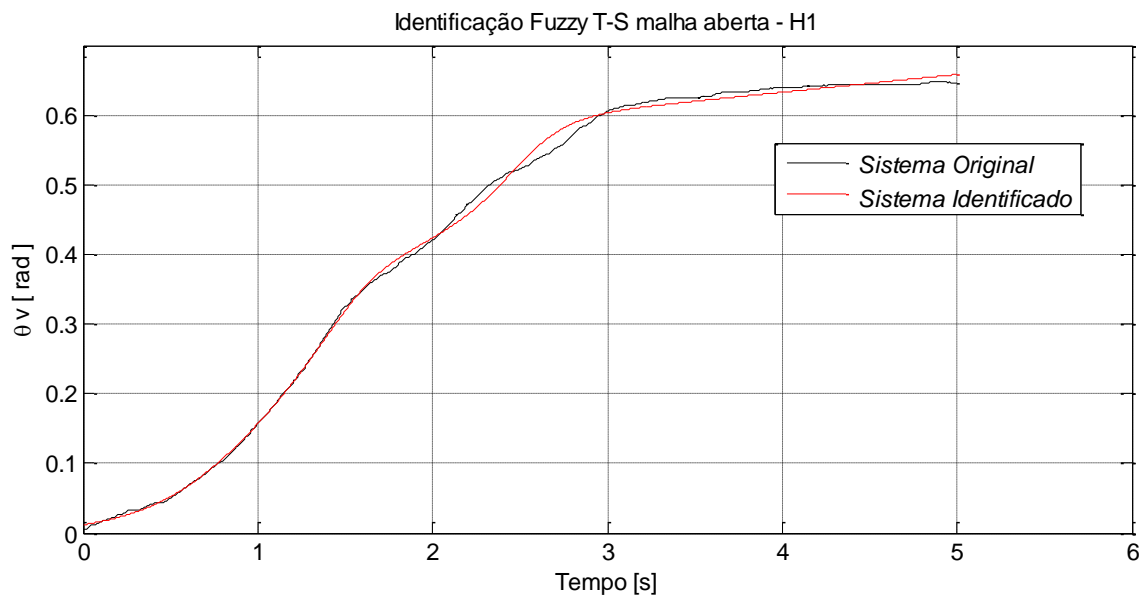


Figura 62 – Identificação Batelada *fuzzy* Takagi-Sugeno em malha aberta - voluntário H1.

Fonte: O próprio autor.

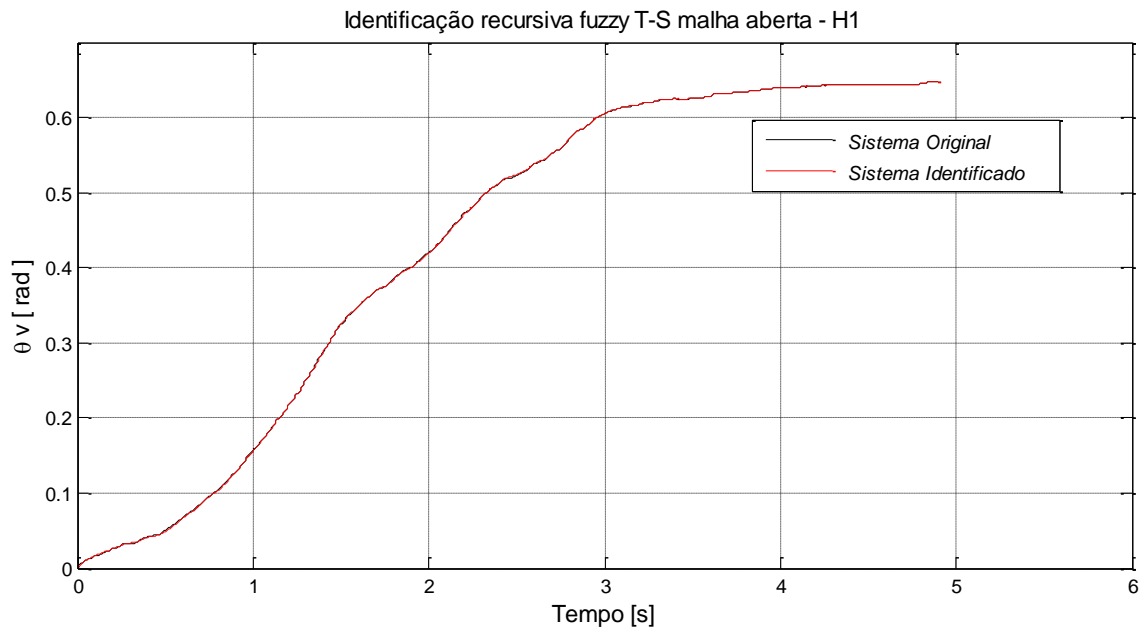


Figura 63 – Identificação Recursiva *fuzzy* Takagi-Sugeno em malha aberta - voluntário H1.

Fonte: O próprio autor.

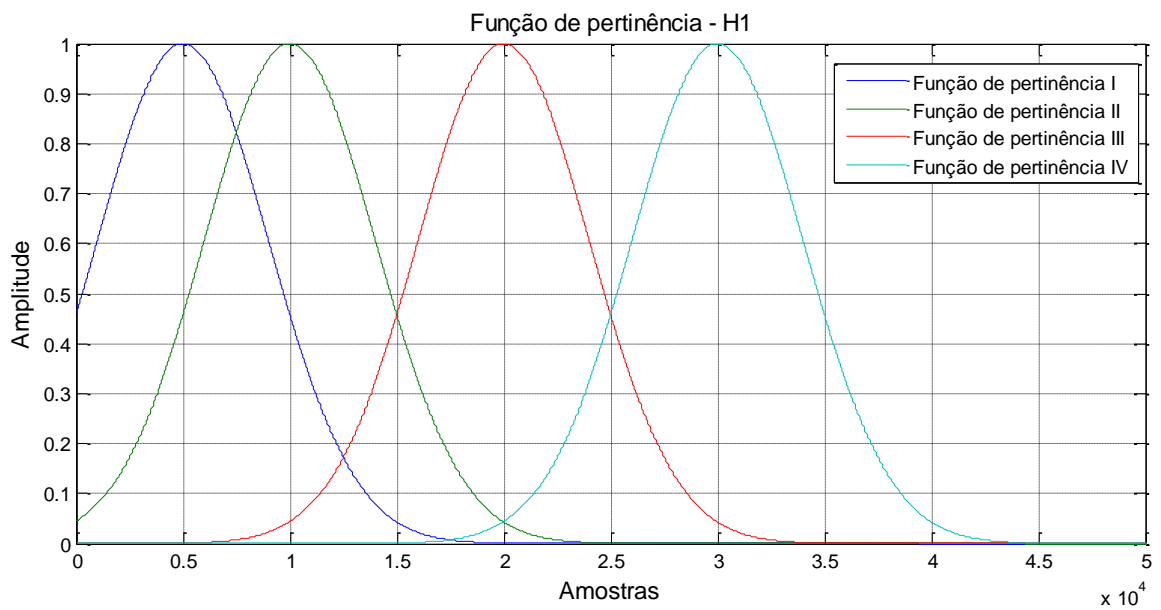


Figura 64 – Funções de pertinência para identificação Recursiva - voluntário H1.

Fonte: O próprio autor.

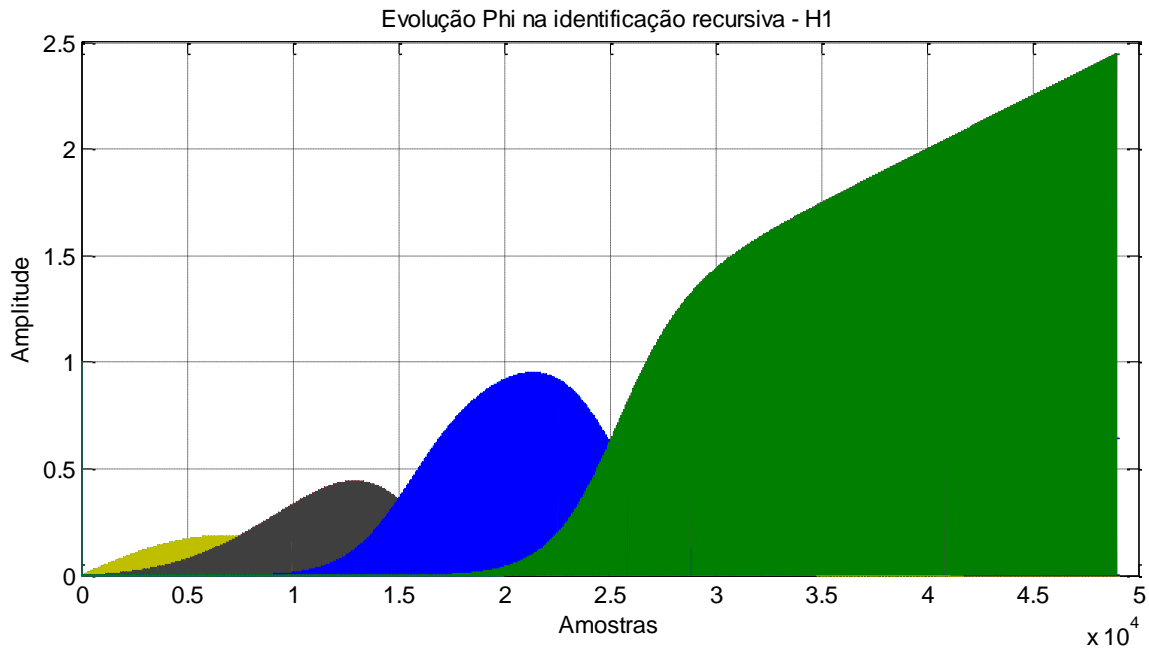


Figura 65 – Evolução de Phi na identificação recursiva em malha aberta – voluntário H1.

Fonte: O próprio autor.

7.3.4.2. Identificação *fuzzy* Takagi-Sugeno para voluntário paraplégico – P1

Seguindo o mesmo procedimento disposto no item 7.3.4.1, foram utilizadas 4 regras. A identificação foi realizada utilizando os sinais de entrada e saída obtidos nos teste em malha aberta, apresentados na Figura 41 para o voluntário paraplégico. O sinal de entrada foi aplicado numa frequência de 50 Hz, corrente elétrica de 80 mA. Portanto, a identificação do sinal esta disposto da seguinte forma:

- Identificação *fuzzy*, do voluntário P1, pelo método Batelada, mostrado na Figura 66;
- Identificação *fuzzy*, do voluntário P1, pelo método Recursivo, mostrado na Figura 67;
- Funções de pertinência, do voluntário P1, pelo método Recursivo, mostrado na Figura 68;
- A evolução do parâmetro ϕ da equação (90), mostrado na Figura 69.

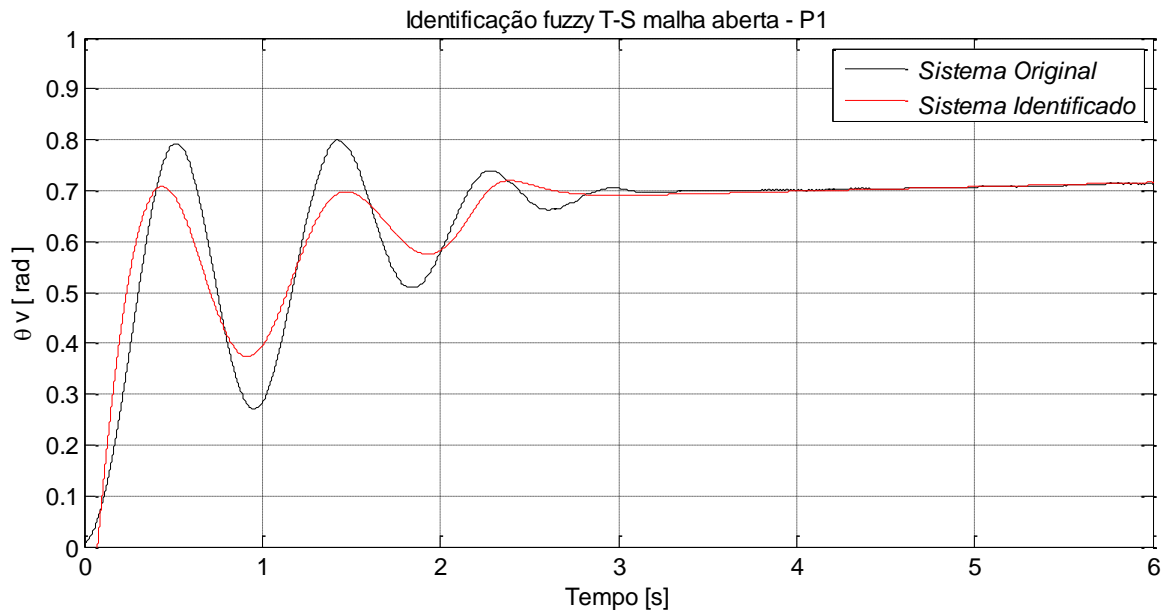


Figura 66 – Identificação *fuzzy* Takagi-Sugeno em malha aberta - voluntário P1.

Fonte: O próprio autor.

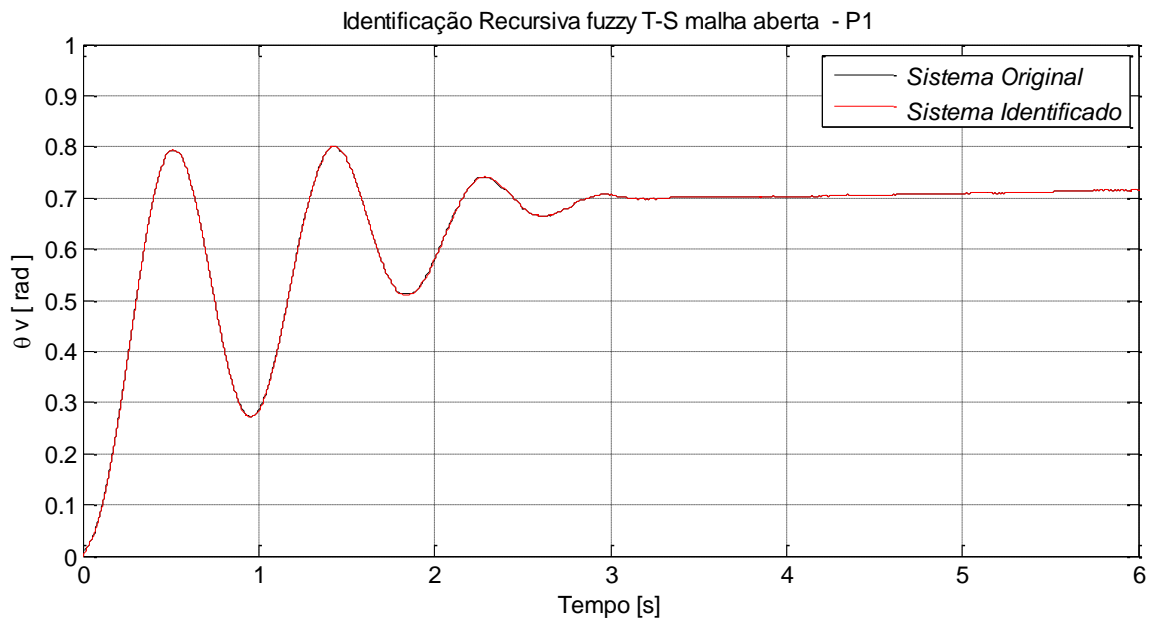


Figura 67 – Identificação recursiva *fuzzy* Takagi-Sugeno em malha aberta - voluntário P1.

Fonte: O próprio autor.

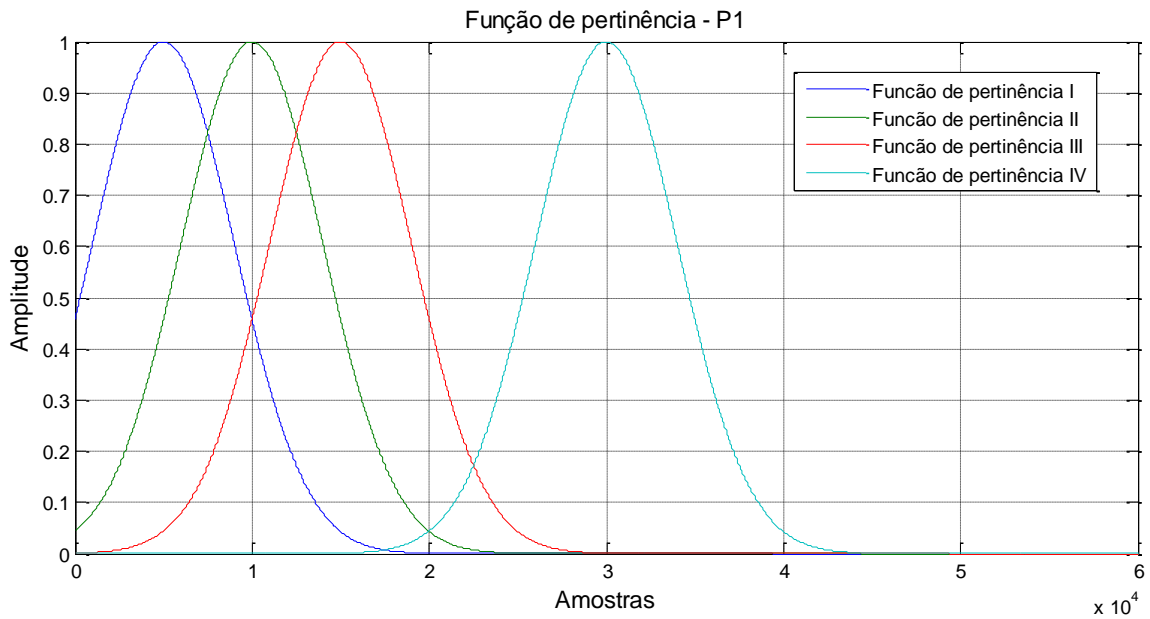


Figura 68 – Funções de pertinência para identificação - voluntário P1.

Fonte: O próprio autor.

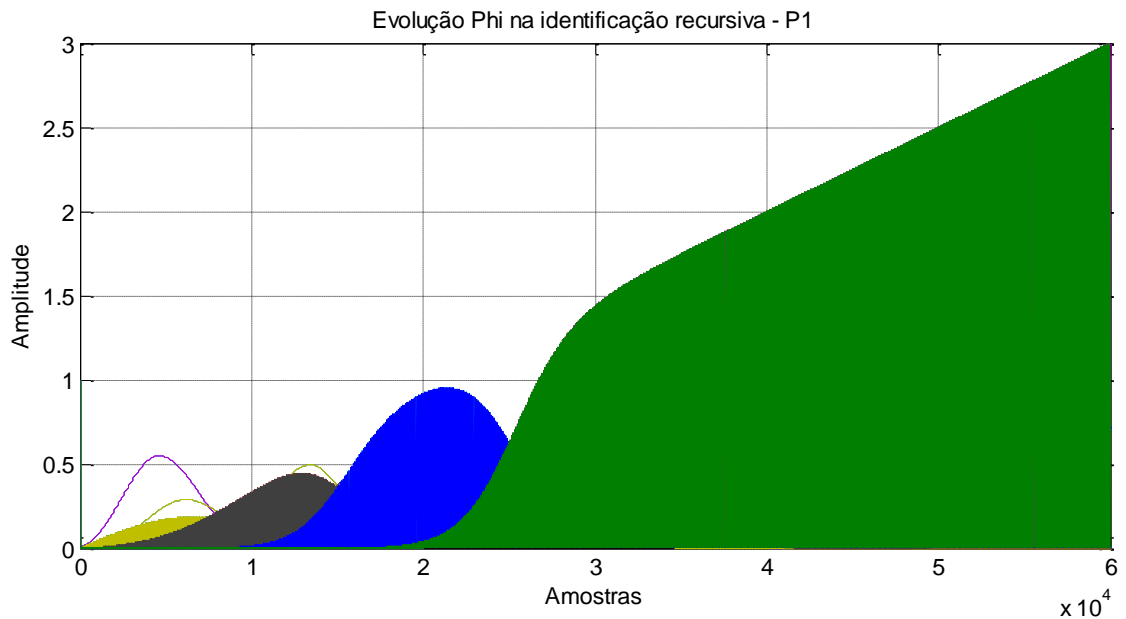


Figura 69 – Evolução de Phi na identificação recursiva em malha aberta – voluntário H1.

Fonte: O próprio autor.

Em ambas as identificações realizadas, o método de mínimos quadrados recursivo (RLS) se mostrou mais eficiente que o método por batelada. Esse resultado credencia a utilização do controle adaptativo indireto, por ser inerente ao método o uso do

RLS para fazer a identificação *online*, a cada amostra. Com isso o controlador fica mais susceptível a alterações da planta.

7.3.4.3. Implementação do controle adaptativo indireto *fuzzy* Takagi-Sugeno para voluntário hígido – H1

O controlador adaptativo indireto foi implementado no Simulink, mostrado na Figura 70. O bloco *Matlabfunction* contém um código com extensão *.m*, o qual a cada iteração faz a identificação da planta RLS online, calcula o sistema fuzzy do controlador e calcula o ganho do controlador para que a planta acompanhe o sinal de referência, segundo as equações de (92) a (96).

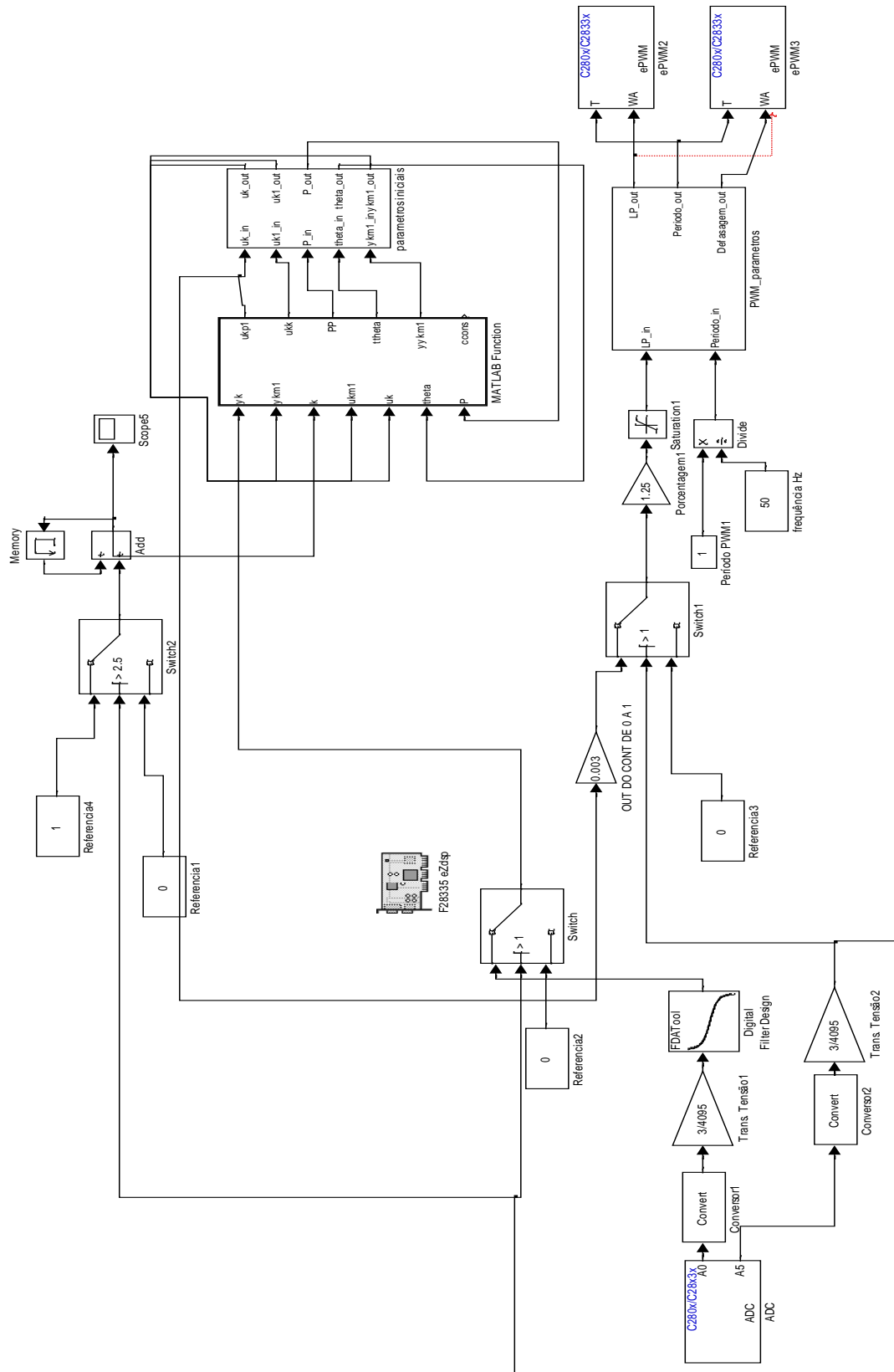


Figura 70 – Código desenvolvido em Simulink Matlab.

Fonte: O próprio autor.

O sinal de referência arbitrado, aplicado na equação (95), é representado por

$$\begin{aligned} r(k) &= 0.52 * (1 - e^{(-0.0001*(k))}) \\ r(k+1) &= 0.52 * (1 - e^{(-0.0001*(k+1))}). \end{aligned} \tag{144}$$

O sinal da equação (144) foi escolhido pela suavidade e tempo de estabilização baixo.

A resposta simulada do controle adaptativo indireto e a aplicação na planta do voluntário H1 para uma frequência de 75 Hz, corrente elétrica de 90 mA, está apresentada na Figura 71.

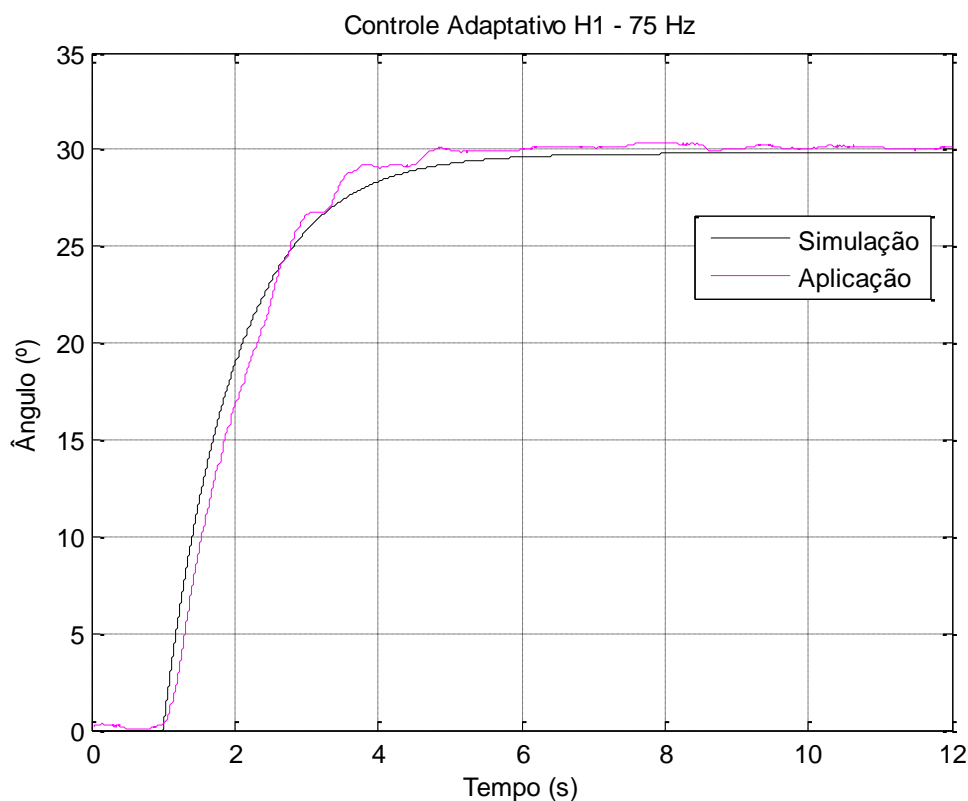


Figura 71 – Resposta implementada controle adaptativo – voluntário H1.

Fonte: O próprio autor.

O controlador adaptativo indireto obteve excelente resposta seguindo a trajetória do sinal de referência, resultando em um valor de 30° em regime permanente.

7.3.4.4. Simulação do controle adaptativo indireto fuzzy Takagi-Sugeno para voluntário paraplégico – P1

Por restrição do conteúdo aprovado pelo comitê de ética, o qual não prevê aplicação do controlador adaptativo indireto, não foi realizada a implementação do controlador no voluntário paraplégico P1. Com isto, o controlador adaptativo indireto foi simulado no Simulink, seguindo o mesmo procedimento apontado no item 7.3.4.3.

A resposta simulada do controle adaptativo indireto do voluntário P1 para uma frequência de 50 Hz, está apresentada na Figura 72. A resposta do controlador para fazer com que o sinal de saída acompanhe o sinal de referência está apresentada na Figura 73.

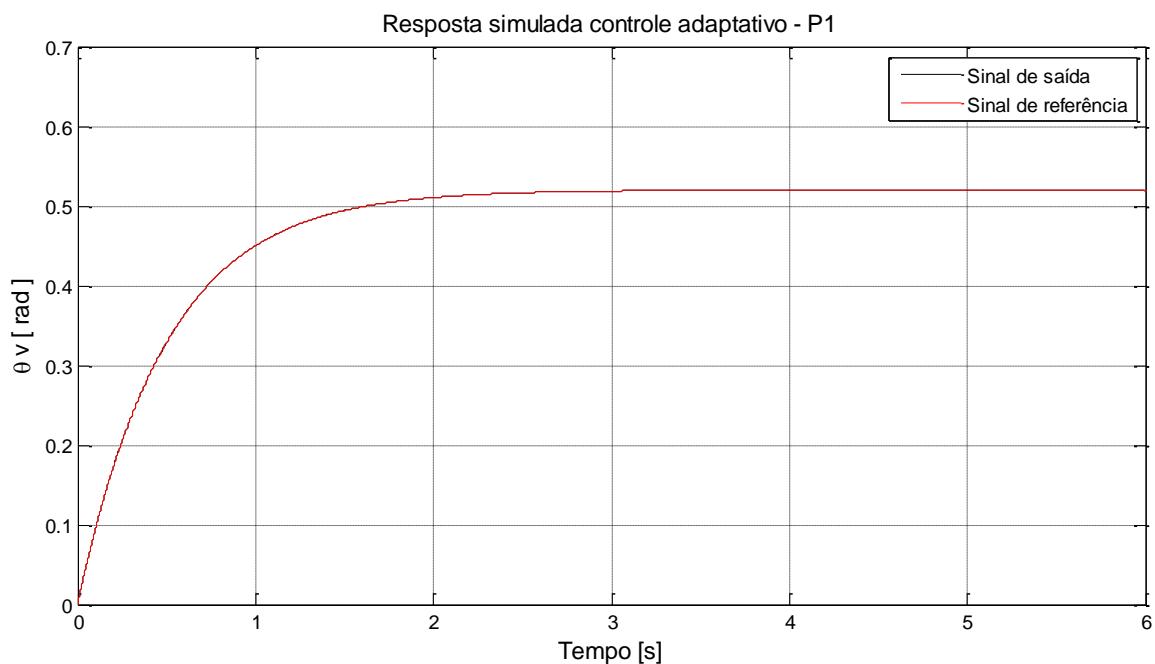


Figura 72 – Resposta simulada controle adaptativo – voluntário P1.

Fonte: O próprio autor.

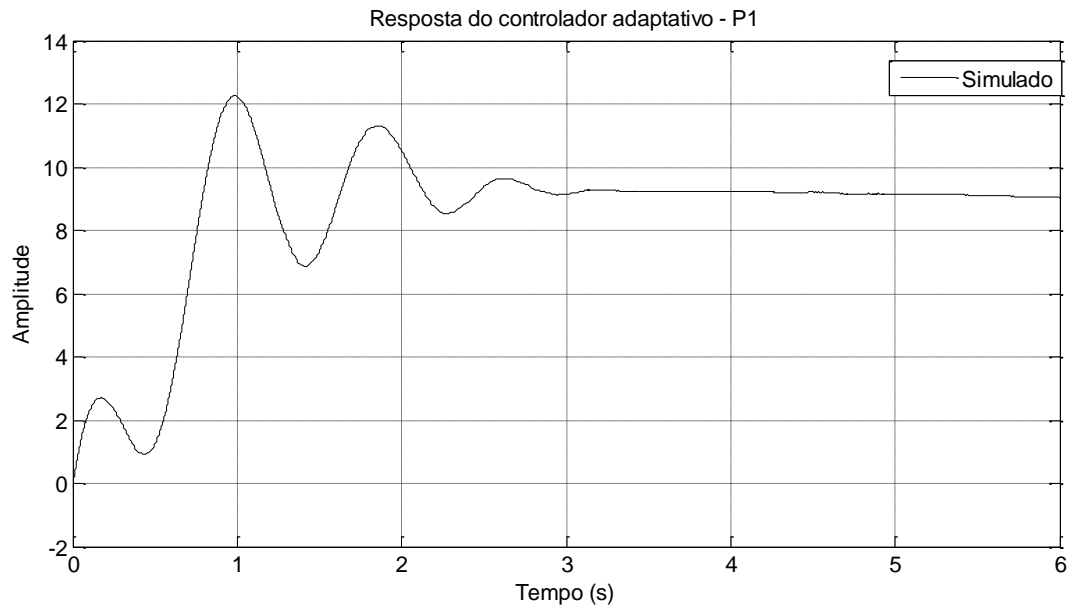


Figura 73 – Resposta do controlador adaptativo – voluntário P1.

Fonte: O próprio autor.

Os resultados simulados apontam a técnica do controle adaptativo como promissora para o voluntário P1, sendo sua implementação contemplada em uma próxima etapa da pesquisa.

8. CONCLUSÕES GERAIS

A implementação da plataforma de testes utilizando apenas o software Matlab para interface e gerenciamento dos testes, além da programação dos controladores, demonstrou viabilidade e confiabilidade na aquisição, tratamento e salvamento dos dados, além de fácil programação, compilação e gravação no DSP da Texas Instruments.

Como objetivo principal, o controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno implementado obteve excelentes resultados na aplicação no voluntário hígido, H1. O movimento se estabilizou próximo aos 30° de referência seguindo a trajetória proposta na simulação. Igualmente, o método apresentou ótimos resultados quando da aplicação no voluntário paraplégico, P1. Sua resposta obteve estabilização em 30° e um período transitório adequado ao sinal simulado.

Os controladores PI, projetados com análise da região dos ganhos que tornam a solução factível, baseado no método de Routh, solucionado utilizando LMI's, e o PID aplicados no voluntário H1 obtiveram boa resposta, próxima ao simulado, bem como mantendo o padrão nos testes consecutivos. Na aplicação no voluntário P1, além de o número de teste ser menor, por motivos de limites físicos, os resultados apontaram uma boa resposta do controlador, apresentando um tempo um pouco maior que o simulado. No teste com o controlador PID, houve interferência nítida da fadiga, aonde foi possível observar que em aplicações consecutivas o controlador não conseguiu estabilizar a perna na abertura de 30°, apesar de ter apresentado a curva de subida análoga à simulada. Por tanto, os controladores PI e PID fizeram o rastreamento do Ângulo de abertura em 30°, demonstrando a eficácia em regime permanente dos métodos. Com os resultados apresentados na aplicação do controlador PID no voluntário P1, fica claro e nítido a interferência da fadiga muscular nos testes do controlador. Outra análise importante do método PI e PID, é a susceptibilidade do método à variação da planta, observada quando da ocorrência de espasmos durante os testes. O situação não conseguiu se adaptar à esta interferência exógena.

Os resultados com diferentes níveis de frequência aplicados no voluntário H1 demonstraram alterações de desempenho pequenas entre o torque e a posição, os quais aumentam em razão direta à frequência. Já no resultado dos controladores, os níveis de frequência analisados (70 Hz e 77 Hz) demonstraram certa similaridade de desempenho, sendo

que o controlador aplicado em 77 Hz obteve melhores figuras de mérito para análise do movimento simulado. Já no caso do voluntário paraplégico, foram implementados os modelos apenas com a frequência de 50 Hz, pelo motivo limite de tempo para efetivação dos testes e para não produzir saturação devido a altas frequências. Ressalta-se que as frequências utilizadas foram suficientes para produzir uma contração tetânica e causando menos sensações dolorosas.

A partir deste ponto, a limitação de tempo na implementação dos testes no voluntário paraplégico se dão devido a vários fatores, os quais contribuíram para o aumento de espasmos da musculatura e rápida fadiga da musculatura. Dentre estes fatores estão: a permanência do voluntário na mesma posição em uma cadeira que não foi projetada especificamente para o voluntário; o calor ou frio no ambiente; e a conexão da barra de instrumentação à canela do voluntário. Portanto os testes estão sendo condensados em torno de 30 minutos à uma hora. Diante do exposto, além da redução do tempo de testes, se faz necessário o aprimoramento do revestimento do estofado da cadeira, para melhor acomodação do participante.

O controlador adaptativo indireto com rastreamento apresentou uma eficiência em sua simulação, reduzindo o trabalho computacional e tempo do teste, ao ter uma identificação da planta sendo realizada em tempo real, utilizando o método dos mínimos quadrados recursivo, e o controlador forçar a saída da planta a percorrer um sinal de referência preestabelecido. Neste caso a identificação dos parâmetros antropométricos não é necessária. Portanto para a implementação do controlador é necessário apenas uma identificação prévia dos parâmetros do modelo *fuzzy* Takagi - Sugeno, para treinamento do controlador, e a gravação do controlador no DSP. O resultado da aplicação do controlador adaptativo indireto demonstrou eficiência e como uma técnica promissora a ser explorada nos voluntários paraplégicos.

8.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O trabalho desenvolvido contribui ao estado da arte em aperfeiçoar os controladores implementados na FES e dominar esta tecnologia do movimento provido pela

FES, a fim aplica-la em diferentes músculos da perna e até mesmo em diferentes membros do corpo simultaneamente.

Como trabalhos futuros, os resultados com o controlador adaptativo indireto mostram-na promissora, entretanto há necessidade de aperfeiçoamento da técnica, inserindo à entrada, os sinais de velocidade e aceleração, a fim de identificar a processo com mais eficiência. Deverá ser realizada em voluntários paraplégicos, considerando um universo de participantes maiores que os utilizados neste trabalho.

O aperfeiçoamento das técnicas empregadas aqui vislumbra a possibilidade do agrupamento de movimentos de diferentes membros ao mesmo tempo, os quais coordenados entre si, venham gerar a marcha humana. Portanto, trabalhos futuros englobaram estes conceitos para desenvolvimento de uma plataforma que agrupe o FES para simulação de caminhada em lesionados medulares com condições de reabilitação.

PUBLICAÇÕES

Patente no tema de pesquisa:

- **BIAZETO, Anderson R., GAINO, R., COVACIC, M. R.** Estimulador de Caminhada para reabilitação de pacientes paraplégicos, 2014. Categoria: Produto. Instituição onde foi depositada: INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial. País: Brasil. Natureza: Patente de Invenção. Número do registro: BR1020140183680. Data de depósito: 24/07/2014. Número do depósito PCT: 15140001346. Data de depósito PCT: 25/07/2014. Depositante/Titular: Anderson Ross Biazeto, Ruberlei Gaino, Marcio Roberto Covacic. Depositante/Titular: Universidade Estadual de Londrina.

Publicações em congressos nacionais e internacionais no tema de pesquisa:

- **BIAZETO, Anderson R., CARVALHO, A. A., ASSUNCAO, E., TEIXEIRA, M. C. M., SANCHES, M. A., COVACIC, M. R., JUNQUEIRA, M. V. N., KOZAN, R. F., GAINO, R.** Identificação do modelo não linear do movimento do complexo canela-pé utilizando o modelo *fuzzy* Takagi-Sugeno. **In: XI SBAI Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente**, 2013, Fortaleza.
- GENTILHO JUNIOR, E., ROSA FILHO, J. E. A., **BIAZETO, Anderson R., COVACIC, M. R., CARVALHO, A. A., TEIXEIRA, M. C. M., SANCHES, M. A., JUNQUEIRA, M. V. N., KOZAN, R. F., GAINO, R.** Controle Implementado em DSP para Cadeira de Rodas Acionada por Sopro e Sucção. **In: XI SBAI Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente, 2013**, Fortaleza.
- **BIAZETO, Anderson R., BIAZETO, P. P. M. H., COVACIC, M. R., GAINO, R.** Identificação de parâmetros antropométricos e aplicação de estimulação elétrica funcional utilizando controlador *fuzzy* Takagi-Sugeno em paraplégicos **In: VII SALÃO DE PESQUISA DOCENTE - TEMA: LUZ CIÊNCIA E VIDA, 2015**, Dourados. VII SALÃO DE PESQUISA DOCENTE - TEMA: LUZ CIÊNCIA E VIDA. , 2015.

Publicação de capítulos em livros no tema de pesquisa:

- **BIAZETO, Anderson R., COVACIC, M. R., ALVES, T. A. B., GENTILHO JUNIOR, E, GAINO, R.** Controle paralelo distribuído com rastreamento aplicado ao modelo não linear do movimento do complexo canela-pé do paciente paraplégico In: **PROFISSIONAIS DA INDÚSTRIA**. 1, 2014, v.1, p. 31-41.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ABBAS, J. J.; CHIZECK, H. I. Neural network control of functional neuromuscular stimulation system: computer simulation studies. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 42, n. 11, p. 1117-1127, November 1995.

ANDREONI, A.; FERRIGNO, G.; BARONI, N. A.; COLFORD, F.; BRACCIAFERRI, A. P. Postural modification in microgravity. In: PROCEEDINGS OF THE EUROPEAN SYMPOSIUM ON LIFE SCIENCE RESEARCH IN SPACE, 5, 1996, Trondheim. **Proceeding softhe...** Trondheim: ESA, 1996. p. 99–103.

BARION, Cátia; LISBOA, Daniele do Nascimento. A **utilização da estimulação elétrica funcional (FES) em doenças neuromusculares – revisão bibliográfica**. 2006. Monografia (Especialista em Intervenção Fisioterapêutica nas Doenças Neuromusculares) – Universidade Federal de São Paulo – Escola Paulista de Medicina, São Paulo – SP.

BATTAGLINO, Ricardo A. BATTAGLINO, R. A., LAZZARI, A. A., GARSHICK, E., & MORSE, L. R. Spinal cord injury-induced osteoporosis: pathogenesis and emerging therapies. **Current osteoporosis reports**, v. 10, n. 4, p. 278-285, 2012.

BERLIN, Technische Universital. **Controlled functional electric stimulation (FES) in the rehabilitation of spinal cord injured persons and stroke patients**. 2009, Berlin. Disponível em: < http://www.control.tu-berlin.de/Controlled_Functional_Electric_Stimulation_%28FES%29_in_the_Rehabilitation_of_Spinal_Cord_Injured_Persons_and_Stroke_Patients>. Acesso em: 10 fev. 2015.

BIAZETO, Anderson R.. **Contribuições de identificação de sistemas lineares e não-lineares para o caso do paciente paraplégico**. 2011. 106 p. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade Estadual de Londrina, Londrina-PR.

BIAZETO, Anderson R., COVACIC, M. R., ALVES, T. A. B., GENTILHO JUNIOR, E, GAINO, R.. Controle paralelo distribuído com rastreamento aplicado ao modelo não linear do movimento do complexo canela-pé do paciente paraplégico **In: PROFISSIONAIS DA INDÚSTRIA**. 1, 2014, v.1, p. 31-41.

BIOLOGIA, Só. **Tecido muscular estriado esquelético**. Disponível em <<http://www.sobiologia.com.br/conteudos/Histologia/epitelio22.php>>. Acesso em 12 de fev.de 2015.

BOYD, S.; GHAOUI, L. E.; FERON, E.; BALAKRISHNAN, V. **Linear matrix inequalities in systems and control theory**. Philadelphia: SIAM, Studies in Applied Mathematics, 1994. v. 15, 215 p. Disponível em: <<http://www.stanford.edu/~boyd/lmibook/lmibook.pdf>>. Acesso em: 10fev. 2015.

BRASIL, Ministério da Saúde. Diretrizes de atenção à pessoa com lesão medular. Brasília, Ministério da Saúde, 2013.

CEREZETTI, C. R. N., NUNES, G. R., CORDEIRO, D. R. C. L., & TEDESCO, S.. Lesão Medular Traumática e estratégias de enfrentamento: revisão crítica. O Mundo da Saúde, p. 318-326, 2012.

CHANG, G.; LUH, J.; LIAO, G.; LAI, J.; CHENG, C. A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, New York, v. 5, n. 1, p, 1997.

CHANG, M.; WANG, K. Implementation of *fuzzy* control over FES-assisted locomotion for cva patients. In: PROCEEDING OF THE 20TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 2008, v. 20, n. 5, p. 2721-2723, 1998. **Proceedings of the...** Disponível em: <<http://ntur.lib.ntu.edu.tw/bitstream/246246/2007041910021785/1/00745237.pdf>>. Acesso em: 10fev. 2015.

CHEN, Y. L.; CHEN, W. L. Alternative control in fes-assisted locomotion” Biomedical Engineering. In: CONFERENCE ON IEEE EMBS ASIAN-PACIFIC, 2003, Asia Pacific. **Proceedings of the...** p. 250- 251, 2003. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1302678>>. Acesso em: 10fev. 2015.

CHIZECK, H. J., KOFMAN, L., CRAGO, P. E., & WILHERE, G. F. Pulse-train controllers for functional neuromuscular stimulation. In: IEEE CONFERENCE ON DECISION AND CONTROL, 22, San Antonio. **Proceedings of the...** San Antonio: IEEE, 1983. v. 22, n. 1, p. 1501-1503.

COSTAL, Glauber Zerbini. **Análise teórica e experimental da energia despendida no exercício de extensão do joelho para aplicações em engenharia de reabilitação. 2012. 211 p.** Dissertação de Mestrado – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira.

COVACIC, M.; ASSUNÇÃO, E.; TEIXEIRA, M. C. M.; CARIM, R.; CARVALHO, A. A.; GAINO, R. Sistemas ERP com compensadores dinâmicos para controle da posição angular da perna de pacientes paraplégicos. CONGRESSO BRASILEIRO DE AUTOMÁTICA, 2010, Bonito. **Anais...** Bonito: SBA, 2010. p. 1700-1707.

CRAGO, P. E.; PECKHAM, P. H.; THROPE, G. B. Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 27, n. 12, p. 679-684, 1980.

CRAMERI R. M.; WESTON A.; CLIMSTEIN M.; DAVIS G. M.; SUTTON J. R. Effects of electrical stimulation-induced leg training on skeletal muscle adaptability in spinal cord injury. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, New York, v. 12, n. 5, p. 316-322, 2002.

CRAMERI, R. M.; COOPER, P.; SINCLAIR P. J.; BRYANT, G.; WESTON, A. Effect of load during electrical stimulation training in spinal cord injury. **Muscle & Nerve**, New York, 2004. v. 29, n.1, p. 104-111, 2004.

DAVIES, A.; BLAKELEY, A. G. H.; KIDD, C. **Fisiologia humana**. Porto Alegre: Artmed, 2002. 980 p.

DE OLIVEIRA, T. C., GAINO, R., COVACIC, M. R., TEIXEIRA, M. C. M., DE CARVALHO, A. A.. Controle LQR Aplicado ao Movimento da Articulação do Joelho de Pacientes Paraplégicos. **Semina: Ciências Exatas e Tecnológicas**, v. 35, n. 2, p. 231-246, 2014.

DEFICIENTE FISICO. **Resultado do Censo 2010 feito pelo IBGE sobre pessoas com deficientes.** Disponível em: <<http://www.deficientefisico.com/resultados-do-censo-2010-feito-pelo-ibge-sobre-pessoas-com-deficiencia/>>. Acesso em: 15 nov. 2012.

DELITTO, A., SNYDER-MACKLER, L., ROBINSON, A. J., ROBINSON, A. J., & SNYDER-MACKLER, L. (2001). **Estimulação elétrica do músculo: técnicas e aplicações.** *Robinson AJ, Snyder-Mackler L. Eletrofisiologia Clínica-eletroterapia e teste eletrofisiológico. 2ª ed., Porto Alegre, Artmed editora, 119-45.*

DEVIVO, Michael J.; BLACK, Karin J.; STOVER, Samuel L. Causes of death during the first 12 years after spinal cord injury. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 74, p. 248-248, 1993.

DUCHENNE GB. De l'Electris ation Localiseet de son Application a la Pathologie et a la Therapeutique. Paris: **J-B Baillière**, 1855, p.900.

ELAINE, Marieb. **Human anatomy & physiology.** Benjamin Cummings, 2004.

FARIA, Uender da Costa. **Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares.** 2006. 199 f. Tese de Doutorado. Tese (Doutorado)–Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira.

FECHIO, M. B., PACHECO, K. M. D. B., KAIHAMI, H. N., & ALVES, V. L. R. (2009). A repercussão da lesão medular na identidade do sujeito. *Acta Fisiátrica*, v. 16, n. 1, p. 38-42, 2009.

FERRARIN, M. ACQUISTO, E. D., MINGRINO, A., & PEDOTTI, A. An experimental PID controller for knee movement restoration with closed loop FES system. In: **Engineering in Medicine and Biology Society, 1996. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE.IEEE**, vol. 1, p. 453-454, nov, 1996. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org>>. Acesso em: 15 jan. 2015.

FERRARIN, M., PALAZZO, F., RIENER, R., & QUINTERN, J.. Model-based control of FES-induced single joint movements. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, V.9, n. 3, p. 245-257, set, 2001.

FERRARIN, M.; PEDOTTI, A. **The relationship between electrical stimulus and joint torque: a dynamic model.** *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, San Diego, v. 8, n. 3, p. 342–352, 2000.

FODSTAD H, HARIZ M. **Electricity in the treatment of nervous system disease.** *Acta Neurochir Suppl* 2007;97:11.

FRANKEN, H. M.; VELTINK, P. H.; TIJSMANS, R.; NIJMEIJER, H.; BOOM, H. B. K. Identification of passive knee joint and shank dynamics in paraplegics using quadriceps stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, San Diego, v. 1, n. 3, p. 154–164, 1993.

FREIVALDS, A. *Biomechanics of the upper limbs, mechanics modeling and musculoskeletal injuries.* New York: CRC PRESS, 2004.

GAINO, R., TEIXEIRA, M. C. M., CARDIM, R., CARVALHO, A., ASSUNÇÃO, E., & SANCHES, M. (2008). **Controle não-linear fuzzy Takagi-Sugeno do movimento de paraplégicos utilizando acelerômetros.** In *CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA*, Salvador-BA(Vol. 21, pp. 1254-1257).

GAINO, R., TEIXEIRA, M. C. M., de CARVALHO, A. A., ASSUNÇÃO, E., CARDIM, R., SANCHES, M. A. A., & COVACIC, M. R. (2011). **Realimentação derivativa e modelo fuzzy Takagi-Sugeno para controle da articulação do joelho de pacientes paraplégicos com o uso de acelerômetros.** *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, 67-78.

GAINO, R.; SILVA, T. I.; SANCHES, M. A. A.; FREITAS, R. L. B.; SATO, F. H.; SANTOS, E. A.; CARVALHO, A. A.; TEIXEIRA, M. M.; ASSUNÇÃO, E.; MACHADO, E. R. M. D. **Controle digital para FES no estímulo do músculo quadríceps em pacientes paraplégico.** In: BRAZILIAN CONFERENCE ON DYNAMICS, CONTROL

AND THEIR APPLICATIONS, DINCON, 6, 2007, São José do Rio Preto. Anais...São José do Rio Preto: [s.n.], 2007a. p. 764–771.

GAINO, R.; TEIXEIRA, M. C. M.; CARVALHO, A. A.; ASSUNÇÃO, E.; SILVA, T. I. da. **Reguladores e observadores *fuzzy* Takagi-Sugeno para variar o ângulo da articulação do joelho de um paciente paraplégico.** In: SIMPOSIO BRASILEIRO DE AUTOMACÃO INTELIGENTE, SBAI, 7, 2007b, Florianópolis. Anais... Florianópolis:[s.n.], 2007.

GAINO, Ruberlei. **Controle de movimentos de pacientes paraplégicos utilizando modelos fuzzy TS.** 2009. Tese (doutorado em engenharia elétrica) Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – campus Ilha Solteira – SP.

GALVANI L. De viribus electricitatis in motu musculari commentarius. **Bon Sci Art Inst AcadComm** 1791:363-418.

GLOBO. Rede Globo. Censo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. **Censo reforça desafio do Brasil em dar uma vida digna aos deficientes.** Disponível em: <<http://g1.globo.com/jornal-nacional/noticia/2011/11/censo-2010-reforca-desafio-do-brasil-em-dar-uma-vida-digna-aos-deficientes.html>>. Acesso em: 10 fev. 2015.

GONÇALVES, Fabiana S.. **Sistema Nervoso.** Disponível em <<http://www.infoescola.com/biologia/sistema-nervoso/>>. Acesso em 10 fev. 2015.

GRIFFIN, B. N. **The influence of zero-G and acceleration on the human factors of spacecraft design.** New York: NASA, 1978. (NASA, JSC Internal note, 14 581).

HAMADA T, HAYASHI T, KIMURA T, NAKAO K, MORITANI T. Electrical stimulation of human lower extremities enhances energy consumption, carbohydrate oxidation, and whole body glucose uptake. *J ApplPhysiol*2004;96:911-6.

HERZOG, W.; NIGG, B. M. **Biomechanics of musculoskeletal system.** Chichester, England: Wiley & Sons Ltd, 1999.

HFE, Equipamentos. Disponível em <<http://www.hfequipamentos.com.br/eletrodo-auto-adesivo-quadrado-5-x-5cm-4-un-carci-pr-1126-258494.htm>>. Acesso em 12 fev. 2015.

HUSSAIN, Z.; YAHAYA, S.Z.; BOUDVILLE, R. ; AHMAD, K.A. ; NOOR, M. H. M. Self adaptive neuro-*fuzzy* control of FES-assisted paraplegics indoor rowing exercise. In: **Control System, Computing and Engineering (ICCSCE), 2011 IEEE International Conference on. IEEE, 2011. p. 7-11.**

IOANNOU, P.; SUN, J. **Robust adaptive control.** Upper Saddle River: Prentice Hall PRT, 1996.

JOHANSEN, T. A. *Fuzzy* model based control: stability, robustness and performance issues. **IEEE Transactions on Fuzzy System**, New York, v. 2, n. 3, p. 221-234, 1994.

JOHANSEN, T. A.; SHORTEN, R.; SMITH, R. M. On the interpretation and identification on of dynamic Takagi-Sugeno *fuzzy* models. **IEEE Transactions of Fuzzy and System**, New York, v. 8, n. 3, pp 297-313. 1998.

JUNQUEIRA, M. V. N. **Implementação do Estágio de potência de um estimulador elétrico neuromuscular.** 2011, 45 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2008.

JUNQUEIRA, M. V. N. **Implementação do Estágio de potência de um estimulador elétrico neuromuscular.** 2011, 45 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2008.

KINDERSLEY, Dorling. **Atlas visuais esqueleto.** Editora Ática, São Paulo – SP, 2001.

KOSKO, B. **Fuzzy engineering.** Upper Saddle River, New Jersey 07458: Prentice-Hall, 1997.

KOZAN, Renan Fernandes. **Controle da posição da perna de pessoas hílgidas utilizando um controlador PID. 2012. 106 p.** Dissertação de Mestrado – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira.

LABED – Liga Acadêmica Bahiana para Estudos da Dor. **Você tem artrite ou artrose? Sabia que sua dor tem nome?** Disponível em: <<http://www.isaudebahia.com.br/noticias/detalhe/noticia/voce-tem-artrite-ou-artrose-sabia-que-sua-dor-tem-nome/>>Acessoem: 10fev. 2015.

LIEBER, R. L.; SILVA, P. D.; DANIEL, D. M. Equal effectiveness of electrical and volitional strength training for quadriceps femoris muscles after anterior cruciate ligament surgery. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v. 14, p. 131-138, 1996.

LILLY, John H. **Fuzzy control and identification**. John Wiley & Sons, 2011.

LIN, C. L., WU, H. C., KUAN, Y. C., LEE, M. H., & KUO, T. S. A multichannel programmable dsp-based fes system. In: PROCEEDINGS OF THE ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 19, 1997, Chicago. **Proceedings of the...** Chicago: IEEE, 1997. v. 5, p. 1932 -1933.

LIND, D. C.; RYMER, W. Z. A quantitative analysis of pendular motion of the lower leg in spastic human subjects. **IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering**, New York, v. 38, p. 906–918, 1991.

LOW, J., WARD, A., ROBERTSON, V., & REED, A. **Eletroterapia explicada: princípios e prática**. Elsevier Brasil, 2001.

LYNCH, Cheryl L.; POPOVIC, Milos R. Functional electrical stimulation. **Control Systems, IEEE**, v. 28, n. 2, p. 40-50, 2008.

MACHADO, Erica. R. M. D. **Modelagem e controle de sistemas fuzzy Takagi-Sugeno**. 2003. 190 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2003.

MAN, I. O. W.; LEPAR, G. S.; MORRISSEY, M. C.; CYWINSKI, J. K. Effect of neuromuscular electrical stimulation on foot/ankle volume during standing. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 35, n. 4, p. 630-634, 2003.

MARTIN, P. S. Pesquisadores da Unicamp desenvolveram aparelhos para recuperar paraplégicos. **Galileu**, São Paulo, p. 57-61, 1999.

MCNEIL CJ, MURRAY BJ, RICE CL. Differential changes in muscle oxygenation between voluntary and stimulat edisometric fatigue ofhumandorsi flexors. *J Appl Physiol* 2006;100:890-5..2005

MEDEIROS, Rafael Fontoura. **Anatomia Humana**. Disponível em <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAE2gsAF/anatomia-i-osteologia-artrologia-niologia-alunos>. Acesso em 10 fev. 2015.

NEKOUKAR, V.; ERFANIAN, A.A Decentralized modular control framework for robust control of FES-activated walker-assisted paraplegic walking using terminal sliding mode and *fuzzy* logic control. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, New York, v. 59, n. 10, p. 2818- 2827, 2012.

NETTER, Frank, H.. **Atlas de Anatomia Humana**. 5º Edição. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

NSCIA, National Spinal Cord Injury Association. Disponível em <http://www.spinalcord.org/> . Acesso em 10/01/2015.

OGATA, K. **Engenharia de controle moderno**. São Paulo: Prentice Hall, 2004.

PACKMAN-BRAUN R. Relationship between functional electrical stimulation duty cycle and fatigue in wrist extensor muscles of patients with hemiparesis. *PhysTher* 1988;68:51-6.

PASSINO, Kevin M. **Biomimicry for optimization, control and automation**. 1ª ed. Berlim. Editora Springer, 2005.

PATRI, Ronaldo. **Lógica Fuzzy**. Disponível em <http://professor.ufabc.edu.br/~ronaldo.prati/InteligenciaArtificial/AulaFuzzy.pdf>. Acesso em 10 fev. 2015.

POPOVIC MR, THRASHER TA. Neuroprostheses. **In: Bowlin GL, Wnek G (eds). Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering**. New York: Informa Healthcare, 2004, p.1056-65.

RELATÓRIO MUNDIAL SOBRE DEFICIÊNCIA. **World Health Organization, The World Bank**; tradução Lexicus Serviços Linguísticos. São Paulo. 2011.

RIENER, R.; FUHR, T. Patient-driven control of FES supported standing Up. A simulation study. **IEEE Transaction of Rehabilitation Engineering**, New York, v. 6, n. 2, p. 113-124, 1998.

ROBINSON, A. J. **Eletrofisiologia clínica: eletroterapia, e teste fisiológico**. 2. ed. 2001, Porto Alegre: Armed, 2001.

ROBOTSHOP. **Triple Axis Accelerometer Break out Board**. Disponível em: <<http://www.robotshop.com/en/triple-axis-accelerometer-breakout-board-mma73411.html>>. Acesso em: 24 mar. 2015.

ROSS, T. J. **Fuzzy logic with engineering applications**. New York: McGraw-Hill, 1995.

RUBIERA, Fisioterapia. **Anatomia do Joelho**. Disponível em: <<http://www.fisioterapiaparatodos.com/p/anatomia/anatomia-do-joelho/>>. Acesso em 12 de Fev. 2015.

SANCHES, M. A. A. **Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos em paraplégicos**. 2013. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2013.

SANCHES, M. A. A. **Sistema microcontrolado para medição de forças na região plantar e nos membros superiores de pacientes.** 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2007.

SANCHES, M. A. A., GAINO, R., KOZAN, R. F., TEIXEIRA, M. C. M., CARVALHO, A. A. D., COVACIC, M. R., GENTILHO Junior, E.. **Digital controller design considering hardware constraints: application in a paraplegic patient.** *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, 30(3), 232-241.

SANTOS, N. M. D., GAINO, R., COVACIC, M. R., TEIXEIRA, M. C. M., CARVALHO, A. A. D., ASSUNÇÃO, E., SANCHES, M. A. A. **Robust Control of the Knee Joint Angle of Paraplegic Patients considering Norm-Bounded Uncertainties.** *Mathematical Problems in Engineering*. 2015.

SCHUSTER, R. C., SANT, D., RIBEIRO, C., & DALBOSCO, V.. Efeitos da estimulação elétrica funcional (FES) sobre o padrão de marcha de um paciente hemiparético. *Actafisi átrica*, v. 14, n. 2, 2007.

SCREMIN, A. M. E.; KURTA, L.; GENTILI, A. ;WISEMAN, B. ;PERELL, K. Increasing muscle mass in spinal cord injured persons with a functional electrical stimulation exercise program. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 80, n. 12, p. 1531-1536, 1999.

SILVA T. Y. **Implementação de um sistema para geração e avaliação de movimentos em pacientes hemiplégicos.** 2007. 271 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2007.

SILVA, Frani Haas da. **Atividade física com suporte de peso corporal para paraplégico - revisão de literatura.** 2007. Trabalho de Conclusão de curso (Bacharelado em Fisioterapia) – Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC, Florianópolis – SC.

SINKJAER T, POPOVIC DB. Neurorehabilitation technologies Present and future possibilities. *NeuroRehabilitation*. 2009;

SODERSTROM, T.; STOICA, P. **Predictive control**. New York: Prentice Hall. 1989.

SOUZA, R. R. **Anatomia humana**. São Paulo: Manole, 2001.

STEIN, E. P.; ZEHR, M. K.; LEBIEDOWSKA, D. B.; POPOVIC, A. Estimating mechanical parameters of leg segments in individuals with and without physical disabilities. **IEEE Transactions Rehabilitation Engineering**, New York, v. 4, p. 201–211, 1996.

SUGENO, M.; KANG, G. T. Structure identification of the *fuzzy* model. **Fuzzy Sets and Systems**, New York, v. 28, n. 1, p. 15-33, 1988.

SUGENO, M.; TANAKA, K. Sucessive indetification of a *Fuzzy* model and its applications to prediction of a complex system. **Fuzzy Sets and Systems**, New York, v. 42, n. 3, p. 315-334, 1991. Disponível em: < http://ac.els-cdn.com/016501149190110C/1-s2.0-016501149190110C-main.pdf?_tid=d5ff5148-85b3-11e2-841a-00000aacb35f&acdnat=1362502001_d690930ff7eb336b85d97_d7f8c7e627a>. Acesso em: 10fev. 2015.

SUGENO, M.; YASAKAWA, T.A *Fuzzy*-logic basic approach to qualitative modeling. **IEEE Transactions on Fuzzy Systems**, New York, v. 1, n. 1, p. 8-25, 1993.

SUGIMOTO, L. Paraplégicos submetidos a tratamento com estímulos elétricos começam a readquirir movimentos. **Jornal da Unicamp**, Campinas, p. 12–13, 2004.

TAKAGI, T.; SUGENO, M. *Fuzzy* identification of systems and its applications to modeling and control. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics**, New York, v. 15, n.1, p. 116–132, 1985.

TANAKA, K.; IKEDA, T.; WANG, H. O. *Fuzzy* regulators and *fuzzy* observers: relaxed stability conditions and LMI-based designs. **IEEE Transactions on Fuzzy Systems**, New York, v. 6, n. 2, p. 250-265, 1998.

TANAKA, K.; WANG, H. O. **Fuzzy control systems design and control analysis**. New York: John Wiley & Sons, 2001.

TANIGUCHI, T.; TANAKA, K.; OHATAKE, H.; WANG, H. O. Model construction, rule reduction, and robust compensation for generalized form of Takagi-Sugeno fuzzy systems. **IEEE Transactions on Fuzzy Systems**, New York, v. 9, n. 4, p. 525-537, 2001

TEIXEIRA, M. C. M.; ASSUNÇÃO, E.; PIETROBOM, H. C. New result on LMI-based designs for fuzzy regulator and fuzzy observers. In: NONLINEAR DYNAMICS, CHAOS CONTROL AND THEIR APPLICATIONS TO ENGINEERING SCIENCES, 3, 2000, Campos do Jordão. **Proceedings of the...** Campos do Jordão: [S.n.], 2000. v. 6, p. 222-231, 2000.

TEIXEIRA, M. C. M.; ASSUNÇÃO, E.; PIETROBOM, H. C. Novos resultados sobre a estabilidade de sistemas não-lineares utilizando modelos fuzzy e LMI. **Revista Controle e Automação**, Campinas, v.11, n.1, p.37-48, 2000.

TEIXEIRA, M. C. M.; ASSUNÇÃO, E.; PIETROBOM, H. C. On relaxed LMI-based designs for fuzzy regulators and fuzzy observers. In: EUROPEAN CONTROL CONFERENCE, Porto, 2001. **Conference of the...** Porto: [S.n.], 2001. p. 120-125.

TEIXEIRA, M. C. M.; DARUICHI, E. R. M. M.; ASSUNÇÃO, E. Construção de modelos fuzzy Takagi-Sugeno reduzidos para sistemas não lineares. In: PROCEEDINGS OF THE BRAZILIAN AUTOMATIC CONTROL CONFERENCE, 14, 2001, Natal. **Proceedings of the...** Natal: SBA, 2001.

TEIXEIRA, M. C. M.; DEAECTO, G. S.; ASSUNÇÃO, E.; CARVALHO, A. A.; GAINO, R.; FARIA, U. C. Projeto de um controlador fuzzy Takagi-Sugeno para variar o ângulo da articulação do joelho de um paciente paraplégico. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE AUTOMÁTICA, 12, 2006, Juiz de Fora. **Anais...** Juiz de Fora: SBA, 2006. p 2287-2292.

TEIXEIRA, M. C. M.; ZAK, S. H. Stabilizing controller design for uncertain non-linear systems using fuzzy models. **IEEE Transaction on Fuzzy Systems**, New

York, v. 7, n. 2, p. 133-142, 1999. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=755395>>. Acesso em: 20 ago. 2012.

TEIXEIRA, M. C. M.; DARUICHI, E. R. M. M.; ASSUNÇÃO, E. Identificação rápida de sistemas dinâmicos com entrada e saída da planta. In: PROCEEDINGS OF THE BRAZILIAN AUTOMATIC CONTROL CONFERENCE – CBA, 13, 2000, Florianópolis. **Proceedings of the...** Florianópolis: SBA, 2000.

TEIXEIRA, Marcelo. C. M.; ASSUNÇÃO, Edvaldo; COVACIC, Marcio R. Proportional Controllers: Direct Method for Stability Analysis and MATLAB Implementation. **IEEE Transaction on Education**, New York, v. 50, n. 1, p. 74-78, 2007.

TEXAS INSTRUMENTS. **TMS320F28335 Experimenter Kit**. Disponível em <http://www.ti.com/tool/TMDSDOCK28335>. Acesso em 15 fev. 2015.

TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan. **Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia**. ArtMed, 2012.

VELTINK, P. H., CHIZECK, H. J., CRAGO, P. E., & EL-BIALY, A. on linear joint angle control for artificially stimulated muscle. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 39, n. 4, p. 368-380, 1992.

VERKHRATSKY A, KRISHTAL OA, PETERSEN OH. From Galvani to patch clamp: the development of electrophysiology. **Pflugers Arch - Eur J Physiol** 2006;453:233-47.

WHITENECK, G. G., CHARLIFUE, S. W., FRANKEL, H. L., FRASER, M. H., GARDNER, B. P., GERHART, K. A., SILVER, J. R. Mortality, morbidity, and psychosocial outcomes of persons spinal cord injured more than 20 years ago. **Spinal Cord**, v. 30, n. 9, p. 617-630, 1992.

WHITENECK, G., GASSAWAY, J., DIJKERS, M. P., HEINEMANN, A. W., & KREIDER, S. E. Relationship of patient characteristics and rehabilitation services to

outcomes following spinal cord injury: the SCI Rehab project. **The journal of spinal cord medicine**, v. 35, n. 6, p. 484-502, 2012.

WILHERE, G. F.; CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J. Design and evaluation of a digital closed-loop controller for the regulation of muscle force by recruitment modulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Piscataway**, v. 32, n. 9, p. 668-676, Sept. 1985.

ZADEH, L. A. *Fuzzy sets*. **Information and Control**, New York, v. 8, p. 338-353, 1965.

APÊNDICES

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

APÊNDICE B – TABELA AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS ANTROPOMÉTRICOS

APÊNDICE C – PROTOCOLO DE IDENTIFICAÇÃO DO PONTO MOTOR

APÊNDICE D – PROTOCOLO DE REPETIBILIDADE

APÊNDICE E – PROTOCOLO DE IDENTIFICAÇÃO

APÊNDICE F – PROTOCOLO DE CONTROLE EM MALHA FECHADA

APÊNDICE A – TCLE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa

“Sistema Eletrônico para geração e avaliação de movimentos de membros de participantes paraplégicos”

Prezado(s) Senhor(a):

Gostaríamos de convidá-lo(a) a participar da pesquisa “**Controle de movimento da articulação de membros inferiores em Paraplégicos**”, realizada no laboratório de Controle Avançado, Robótica e Engenharia Biomédica do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Londrina. O objetivo da pesquisa é gerar movimentos no membro inferior por meio de Estimulação Elétrica Muscular. A sua participação é muito importante e ela se dará da seguinte forma:

- 1) Uma entrevista onde serão coletadas informações para identificação da pessoa. Também será explicada a finalidade, além dos procedimentos realizados na Estimulação Elétrica Muscular no membro do participante. O tempo médio da entrevista é de 30 (trinta) minutos.
- 2) Aplicação da estimulação e coleta de dados referentes ao movimento gerado no membro.

A Justificativa, Os Objetivos E Os Procedimentos: O estudo da aplicação de estímulos elétricos funcionais em pessoas paraplégicas é de suma importância para a reabilitação dos membros inferiores, bem como fortalecimento dos músculos e possibilitar à pessoa uma melhor qualidade de vida além de uma possibilidade de retomada dos movimentos. A pesquisa se justifica pela necessidade de movimentação dos membros inferiores dos paraplégicos para sua recuperação. Os objetivos específicos desse projeto são obter o modelo matemático estimado do membro inferior dos voluntários e aplicação de técnicas de controle e formação de onda pelo eletroestimulador para aplicar estímulos ao músculo quadríceps do participante. A pesquisa será desenvolvida da seguinte forma: Calibração dos sensores, aferição dos sinais dos sensores (Eletrogoniômetro, acelerômetros, giroscópios); Desenvolvimento do algoritmo de aquisição de dados no software LabVIEW; Estimação de modelo matemático dos membros dos voluntários hígidos através de algoritmos de Identificação de Sistemas Dinâmicos feitos no software MATLAB; Desenvolvimento de algoritmos de controle em malha fechada para implementação no módulo microcontrolado; Implementação em hardware dos algoritmos de controle em malha fechada; Estimulação no

membro inferior do participante com o Eletroestimulador microcontrolado e análise dos resultados; Aplicação e testes em malha fechada com participantes paraplégicos.

Há métodos tradicionais para o tratamento da musculatura dos membros inferiores das pessoas paraplégicas, com o uso de fisioterapia, entretanto para reabilitação do movimento dos membros inferiores não há métodos alternativos.

Riscos e Desconfortos: Os riscos da pesquisa envolve possibilidade de choque e queimadura. Entretanto o choque e queimaduras por excesso de correntes são controladas pelo drive protetor de corrente, componente do neuroestimulador, cuja função é limitar a corrente elétrica a um valor preestabelecido, garantindo a integridade física do participante. Um desconforto presente é emocional. Para isso é utilizado um botão de pânico, que permite ao participante abortar o procedimento a qualquer momento caso sinta vontade. Por fim, os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos critérios da ética em pesquisas com seres humanos conforme resolução CNS n° 466/2012. Nenhum dos procedimentos utilizados oferece riscos moral, intelectual, social, cultural ou espiritual do ser humano.

Garantia De Esclarecimento, Liberdade De Recusa E Garantia De Sigilo: Você será esclarecido(a) sobre a pesquisa em qualquer aspecto que desejar. Você é livre para recusar-se a participar, retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não irá acarretar qualquer penalidade ou perda de benefícios.

O(s) pesquisador(es) irá(ão) tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo. Os resultados da pesquisa serão enviados para você e permanecerão confidenciais. Seu nome ou o material que indique a sua participação não será liberado sem a sua permissão. Você não será identificado(a) em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo. O termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias, sendo que uma cópia deste consentimento informado será arquivada no Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Londrina e outra será fornecida a você.

Custos Da Participação, Ressarcimento E Indenização Por Eventuais Danos: A participação no estudo não acarretará custos para você e não será disponível nenhuma compensação financeira adicional. No caso você sofrer algum dano decorrente dessa pesquisa você terá o direito de procurar obter indenização. O participante da pesquisa terá acesso a assistência integral e gratuita pelo tempo que for necessário.

Declaração Da Participante Ou Do Responsável Pela Participante: Eu, _____ fui informado (a) dos objetivos da pesquisa acima de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que em qualquer momento poderei solicitar novas informações e motivar minha decisão se assim o desejar. O Docente pesquisador responsável Dr^o. Ruberlei Gaino e o mestrando pesquisador assistente Anderson Ross Biazeto certificaram-me de que todos os dados desta pesquisa serão confidenciais. Também sei que caso existam gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa. Em caso de dúvidas poderei chamar o Docente pesquisador responsável Dr^o. Ruberlei Gaino no telefone (43) 9653-3494 , sito à Rodovia Celso Garcia Cid, PR 445 Km 380, Campus Universitário Cx. Postal 10.011, CEP 86.057-970, Centro de tecnologia e Urbanismo – Departamento de Engenharia Elétrica, Londrina - PR ou mestrando pesquisador Anderson Ross Biazeto no telefone (43) 3327-5934 ou o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, sito à Av. Robert Koch, n^o 60, CEP 86038-350, Operário – Londrina, PR.

Declaro que concordo em participar desse estudo. Recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

Nome	Assinatura do Participante	Data
------	----------------------------	------

Nome	Assinatura do Pesquisador	Data
------	---------------------------	------

Nome	Assinatura da Testemunha	Data
------	--------------------------	------

APÊNDICE B – TABELA AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS ANTROPOMÉTRICOS

Tabela para Avaliação de Parâmetros Antropométricos

Avaliação Pessoal e Parâmetros Antropométricos				
Nome:			Data: ___/___/___	
Item	Descrição	Valor	Detalhes	
1	Sexo			
2	Lesão			
3	Idade (anos)			
4	Massa corporal (kg)			
5	Altura (cm)			
6	Massa da perna (kg)			
7	Massa do pé (kg)			
8	Massa da perna-pé (kg)			
9	Distância do joelho ao centro de massa (cm)			
10	Porcentagem de gordura corporal (gcf%)		Utilizar protocolo Faulkner	
	Dt - dobra do tríceps		$gcf\% = (Dt + Dsb + Dsp + Da) * 0,153 + 5,783$	
	Dsb - dobra subescapular			
	Dsp - Dobra supraalíaca			
	Da - Dobra abdominal			
11	Distância da patela ao tornozelo			
12	Perímetro da panturrilha			
13	Perímetro do tornozelo			
14	Comprimento do pé			
15	Altura do tornozelo			
16	Altura do início das falanges			
17	Largura no início das falanges			
18	Largura do calcanhar			
19	Pratica atividade física regularmente			
20	Destro ou canhoto (membro inferior)			
Porcentagem de peso do segmento como porcentagem do peso total				
	Segmento	Faixa (%)	Média (%)	Desvio padrão (%)
1	Perna	3,9-5,1	4,35	0,35
2	Pé	1,2-1,6	1,47	0,1
3	Perna-Pé	5,2-6,7	5,82	0,44

Fonte: SANCHES (2013).

APÊNDICE C – PROTOCOLO IDENTIFICAÇÃO DO PONTO MOTOR

Tabela do Protocolo para Identificação do Ponto de Ativação

Etapas do Protocolo para Identificar o Ponto de Ativação				
Nome:			Data: ___/___/___ teste: ___/___	
Item	Descrição	Sim	Não	Detalhes
1	Instrução do voluntário			
2	Realizar medição dos parâmetros antropométricos			
3	Aferir pressão arterial			
4	Alongamento da parte anterior da coxa			
5	Realizar ajustes na cadeira ergonômica			
6	Encontrar um adequado ponto de ativação			
7	Aferir pressão arterial			
8	Agendar um dia para iniciar os teste			
Tabela	f(Hz)	I(mA)	T(us)	
	Anotar os valores aferidos de pressão e batimento cardíaco			
	Pressão no início dos testes:		Batimento cardíaco:	
	Pressão durante os testes:		Batimento cardíaco:	
	Pressão durante os testes:		Batimento cardíaco:	
Pressão no final dos testes:		Batimento cardíaco:		
Obs.: Recomendar ao voluntário que evite praticar esportes ou exercícios que exijam esforços nos membros inferiores na semana dos testes.				

Fonte: SANCHES (2013).

APÊNDICE D – PROTOCOLO DE REPETIBILIDADE

Tabela do Protocolo de Repetibilidade

Etapas do Protocolo de Repetibilidade				
Nome:			Data: ___/___/___ teste: ___/___	
Item	Descrição	Sim	Não	Detalhes
1	Instrução do voluntário			
2	Aferir pressão arterial			
3	Alongamento da parte anterior da coxa			
4	Posicionar na cadeira ergonômica			
5	Limpeza do Local de posicionamento dos eletrodos			
6	Ajuste do sinal de eletroestimulação			f(Hz) _____ I(mA) _____ T(us) _____ a _____
7	Aplicação de estimulação elétrica - monitoramento			Qtde.:
8	Retirada dos eletrodos			
9	Aferir pressão arterial			
10	Agendar um dia para iniciar os teste			
Tabela	f(Hz) _____ I(mA) _____ T(us) _____			
	Anotar os valores aferidos de pressão e batimento cardíaco			
	Pressão no início dos testes:		Batimento cardíaco:	
	Pressão durante os testes:		Batimento cardíaco:	
	Pressão durante os testes:		Batimento cardíaco:	
Pressão no final dos testes:		Batimento cardíaco:		
Obs.: Recomendar ao voluntário que evite praticar esportes ou exercícios que exijam esforços nos membros inferiores na semana dos testes.				

Fonte: SANCHES (2013).

APÊNDICE F – PROTOCOLO DE CONTROLE EM MALHA FECHADA

Tabela do Protocolo para controle em malha fechada

Etapas do Protocolo para controle em malha fechada				
Nome:			Data: ___/___/___ teste: ___/___	
Controlador: PID() FUZZY T-S () FUZZY ADAPT ()				
Item	Descrição	Sim	Não	Detalhes
1	Instrução do voluntário			
2	Aferir pressão arterial			
3	Manter posicionamento na cadeira ergonômica			
4	Ajustar amplitude e frequência de acordo c/ identificação			f(Hz) I(mA)
5	Definir ângulo desejado			
6	Verificar atuando no controlador com resistor			
7	Aplicação de estimulação elétrica - monitoramento			
8	Retirada dos eletrodos			
9	Aferir pressão arterial			
10	Agendar um dia para iniciar os testes			
Tabela	Anotar os valores aferidos de pressão e batimento cardíaco			
	Pressão no início dos testes:		Batimento cardíaco:	
	Pressão no final dos testes:		Batimento cardíaco:	

Fonte: SANCHES (2013), adaptado pelo autor.