



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**MARCOS VINÍCIUS NASCIMENTO JUNQUEIRA**

**Eletroestimulador funcional de oito canais com malha de  
realimentação utilizando Controlador Digital**

Ilha Solteira  
2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**MARCOS VINÍCIUS NASCIMENTO JUNQUEIRA**

**Eletroestimulador funcional de oito canais com malha de  
realimentação utilizando Controlador Digital**

Dissertação apresentada à  
Faculdade de Engenharia - UNESP –  
Campus de Ilha Solteira, como  
requisito para a obtenção do título de  
Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Conhecimento: Automação

**Orientador:** Prof. Dr. Aparecido  
Augusto de Carvalho.

J957e Junqueira, Marcos Vinícius Nascimento.  
Eletroestimulador funcional de oito canais com malha de realimentação  
utilizando controlador digital / Marcos Vinícius Nascimento Junqueira. -- Ilha  
Solteira: [s.n.], 2013  
102 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de  
Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2013

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho  
Inclui bibliografia

1. Eletroestimulador. 2. Estimulação elétrica funcional (Fes).  
3. Controlador Pid. 4. Labview. 5. Processador digital de sinais (Dsp).  
6. Paraplégico.



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA  
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

**TÍTULO:** Eletroestimulador funcional de oito canais com malha de realimentação utilizando Controlador Digital

**AUTOR:** MARCOS VINÍCIUS NASCIMENTO JUNQUEIRA

**ORIENTADOR:** Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica ,  
Área: AUTOMAÇÃO, pela Comissão Examinadora:

  
Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO  
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

  
Prof. Dr. CARLOS ANTONIO ALVES  
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

  
Prof. Dr. UENDER DA COSTA FARIA  
Universidade Católica Dom Bosco

Data da realização: 04 de outubro de 2013.

## **AGRADECIMENTOS**

À FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo), pelo apoio e financiamento deste projeto, através do processo 2011/16927-0.

Quero agradecer a Deus, por sempre ter me abençoado e cuidado de mim, tudo que alcancei até hoje foi pelas graças dEle. Quero agradecer por Ele ter colocado pessoas tão especiais na minha vida, por ter abençoado cada passo que eu dei e por me fortalecer nos momentos difíceis, sem Ele nada disso teria acontecido.

À minha mãe Nilma Rosa Nascimento Junqueira, uma pessoa iluminada e especial, que dedicou sua vida a mim, sempre me apoiando, a melhor mãe e pai do mundo, e ao meu irmão Murilo Nascimento Junqueira o meu melhor amigo para todos os momentos, o melhor irmão que eu podia ter.

Ao meu pai Marcos Junqueira pelos bons exemplos deixados através de suas atitudes, que tomam vida nas palavras de cada pessoa que o conheceu.

À minha namorada Michelly Rodrigues Esteves, minha grande companheira e parceira para todos os momentos, nunca conheci uma pessoa tão atenciosa e carinhosa, sempre com palavras de força e apoio, uma pessoa especial, com quem eu quero viver o resto da minha vida. À Dona Maria José por todo carinho e amizade, sempre orando e torcendo por mim.

À minha família, minha avó e avô, tios, tias, padrinho, madrinha, primos, primas, e amigos por todo apoio e oração, sempre prontos pra me ajudar.

Ao meu orientador Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, pela oportunidade, e toda ajuda, pelas palavras de sabedoria, e paciência em todos os momentos. Ele foi muito mais que um orientador, ele foi um amigo e conselheiro. Ele sempre me transmitiu muita paz, e me ensinou o significado da palavra humildade.

Ao Prof. Dr. José Paulo que foi um grande amigo em quem pude confiar e desabafar nos momentos difíceis, uma pessoa que tem um coração do tamanho do mundo.

Aos meus amigos Sanches, Renan e Mateus, pessoas iluminadas que Deus colocou na minha vida, pela grande amizade e companheirismo, pela humanidade e compaixão, por toda ajuda, pelos ensinamentos, pelos momentos de trabalho e de descontração.

Aos meus amigos de laboratório que também são especiais, sempre dispostos a ajudar, com que criei uma grande amizade, Luiz Henrique, Pedro, Maria, Aline, Jean e Edno.

Ao Felipe (Pato), João Luiz (Brita) e família, por toda amizade e companheirismo, sempre dispostos a me ajudar, eles contribuíram muito para minha permanência em Ilha Solteira, eles foram anjos colocados por Deus em minha vida.

Ao Prof. Dr. Marcelo, a Prof. Dr. Erica e ao Prof. Dr. Ruberlei por toda disposição e disponibilidade em ajudar, por todos os ensinamentos e conselhos durante a realização deste trabalho.

Aos professores do departamento da Engenharia Elétrica, por terem contribuído com o meu crescimento, por me tratarem com respeito e simpatia.

Aos técnicos do Laboratório de Ensino, Adilson, Everaldo, Massa, Chaves, Aderson, sempre dispostos a colaborar e ajudar.

Aos meus amigos de república: Daniel, Tiago, Felipe, Renato, Fernando (Panda), Buranello, Fernando, Douglas, Wellington, Armando, George e Augusto por serem minha família durante esse tempo de faculdade.

A Rosa por cuidar de mim durante meus anos de faculdade, e a Dona Jaci por todo carinho.

## RESUMO

Foi desenvolvido um Eletroestimulador Funcional Microcontrolado para geração de movimentos nos membros inferiores de paraplégicos, visando acelerar o processo de reabilitação. O estimulador neuromuscular é constituído por oito canais microcontrolados, com formas de onda de corrente bifásica, retangular e carga balanceada, com capacidade para fornecer correntes com amplitude de até 140 mA, utilizando modulação por largura de pulso (PWM). Foi implementado um controlador Proporcional Integral Derivativo (PID) embarcado para uso com o eletroestimulador, sendo possível determinar a energia a ser aplicada ao membro estimulado, de forma a mantê-lo em uma posição pré-estabelecida. O projeto desse controlador se baseou em um modelo matemático linear de segunda ordem, que representa o comportamento da força muscular devido a um estímulo elétrico. Para validação e teste do funcionamento do sistema, funções matemáticas que descrevem o comportamento fisiológico do membro inferior foram representadas por circuitos eletrônicos. Desta forma, neste projeto foi possível integrar o controlador, o estimulador e o modelo fisiológico do músculo, observando-se a resposta temporal durante a eletroestimulação, descartando, inicialmente, a realização de testes com pessoas, visando preservar a integridade física dos voluntários. Após a verificação do bom funcionamento do equipamento, realizou-se testes com voluntários aplicando o controle em malha fechada.

**Palavras-chave:** Eletroestimulador. Estimulação elétrica funcional (FES). Controlador PID. LabVIEW. Processador digital de sinais (DSP). Paraplégico.

## **ABSTRACT**

A Microcontrolled Functional Electrical Stimulation (FES) system was developed for generating movements in the lower limbs of paraplegics in order to accelerate their rehabilitation process. The neuromuscular stimulator consists of eight channels, microcontrolled, rectangular, biphasic current waveform, balanced load, with the ability to deliver current with amplitude of 140 mA using pulse width modulation (PWM). A PID controller was implemented for using with the microcontrolled stimulator, and the energy to be applied to the stimulated member can be determined in order to keep the leg in a pre-determined position. The design of this controller was based on a linear second order mathematical model, which describes the behavior of a muscle strength due to an electrical stimulus. For validation and testing the microcontrolled electrical stimulator system, mathematical functions that represent the physiological behavior of the lower limbs were represented by electronic circuits. Thus, this project integrates the controller, the stimulator and the muscle model, observing the time response during electrical stimulation, avoiding testing it with patients and preserving the physical integrity of the volunteers. After verifying the proper operation of the equipment, tests with volunteers were carried out applying closed loop control.

**Keywords:** Electricstimulator. Functional electrical stimulation (FES). PID controller, LabVIEW. Digital signal processor (DSP). Paraplegic.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos superficiais. ....	18
Figura 2 - Curva (F-D), Reobase e Cronaxia. ....	19
Figura 3 - Relação entre intensidade x tempo e os seus resultados. ....	20
Figura 4 - Formas de onda bifásica simétricas. ....	21
Figura 5 - Formas de onda bifásicas assimétricas. ....	21
Figura 6 - Características do sinal aplicado. ....	22
Figura 7 - Circuito desenvolvido no Matlab/Simulink gravado no DSP. ....	23
Figura 8 - Sinais gerados pelo estágio lógico e pela saída do circuito formador de onda bifásica. ....	24
Figura 9 - Circuito formador de onda MM1. ....	25
Figura 10 - Circuito formador de onda e conversor V/I MM2. ....	26
Figura 11 - Circuito formador de onda e conversor V/I circuito MM3. ....	27
Figura 12 - Espelho de corrente de Wilson. ....	28
Figura 13 - Espelho de corrente de Wilson com resistência. ....	28
Figura 14 - Espelho de corrente de Wilson com uma carga RC. ....	29
Figura 15 - Curvas de $V_{c3}$ para diferentes tensões de alimentação e de RC. ....	30
Figura 16 - Diagrama esquemático do circuito do MM1. ....	31
Figura 17 - Diagrama esquemático do circuito do MM2. ....	32
Figura 18 - Diagrama esquemático do circuito do MM3. ....	33
Figura 19 - Diagrama esquemático do conversor <i>Flyback</i> . ....	34
Figura 20 - Circuito de comando do conversor <i>Flyback</i> . ....	35
Figura 21 - Retificador de Precisão. ....	36
Figura 22 - Circuito de Monitoramento. ....	37
Figura 23 - Circuito regulador e atuador. ....	39
Figura 24 - Placa do circuito de monitoramento. ....	40
Figura 25 - Interface criada com o software LabVIEW. ....	41
Figura 26 - Botão LP Manual/LP Automático. ....	41
Figura 27 - Gráfico da forma de onda pré-definida. ....	42
Figura 28 - Campo para o ajuste manual. ....	42
Figura 29 - Botão denominado “Normal/Invertido”. ....	43
Figura 30 - Gráfico da forma de onda de estimulação. ....	44
Figura 31 - Botão “Aplicando/Não Aplicando”. ....	44

Figura 32 - Botão da Tranquilidade.....	44
Figura 33 - Indicador gráfico do eletrogoniômetro.....	45
Figura 34 - Indicador gráfico do giroscópio. ....	46
Figura 35 - Indicador gráfico do acelerômetro.....	46
Figura 36 - Botão “Salvar Dados”.....	47
Figura 37 - Eletrodos com superfície de gel 5x5 cm. ....	48
Figura 38 - Goniômetro universal e uma aplicação em um ciclista. ....	49
Figura 39 - Eletrogoniômetro resistivo utilizado. ....	50
Figura 40 - Circuito interno do eletrogoniômetro. ....	50
Figura 41 - Gráfico da tensão produzida pelo eletrogoniômetro em função do ângulo. ....	51
Figura 42 - Conjunto com o giroscópio modelo LPR510AL. ....	52
Figura 43 - Ilustração do posicionamento dos acelerômetros. ....	52
Figura 44 - Conjunto com o acelerômetro modelo MMA7341L. ....	53
Figura 45 - Sinal durante a calibração do acelerômetro.....	54
Figura 46 - Foto da cadeira ergonômica. ....	55
Figura 47 - Vista frontal à barra instrumentada. ....	56
Figura 48 - Vista superior da barra instrumentada. ....	57
Figura 49 - Testes de deslocamento angular. ....	58
Figura 50 - Testes de velocidade angular. ....	59
Figura 51 - Testes de aceleração angular.....	60
Figura 52 - Sinal gerado pelo EENM.....	62
Figura 53 - Sinal utilizado para a aquisição dos resultados contidos na Tabela 3	65
Figura 54 - Circuito MM3, sinal balanceado assimétrico. ....	66
Figura 55 - Esquemático do circuito MM3 V2.....	67
Figura 56 - Foto do circuito de um canal do eletroestimulador.....	68
Figura 57 - Arranjo para medir a corrente no circuito. ....	69
Figura 58 - Corrente de saída em função da carga.....	69
Figura 59 - Sinal de saída em função da frequência. ....	70
Figura 60 - Sinal senoidal e triangular com frequência até 160 kHz. ....	70
Figura 61 - Sinal senoidal e triangular com frequência acima de 160 kHz.....	71
Figura 62 - Eletroestimulador comercial, modelo Neurodyn II. ....	72
Figura 63 - Eletroestimulador implementado. ....	72

Figura 64 - Sinais utilizando o eletroestimulador comercial Neurodyn II.....	73
Figura 65 - Sinais utilizando o eletroestimulador desenvolvido.....	73
Figura 66 - Estação de trabalho Experimenter Kit USB DockingStation. ....	79
Figura 67 - Programa desenvolvido em LabVIEW para identificação de sistemas. .....	82
Figura 68 - Simulação do sistema em malha fechada para controlar a posição da perna.....	83
Figura 69 - Ambiente PID Tuner do bloco PID.....	84
Figura 70 - Algoritmo de Controle da Posição da Perna Gravado no DSP. ....	84
Figura 71 - Programa desenvolvido no LabVIEW para testes de controle.....	85
Figura 72 - Teste de Repetibilidade com o voluntário no Dia 1.....	86
Figura 73 - Teste de Repetibilidade com o voluntário no Dia 2.....	87
Figura 74 - Valores Máximos e Mínimos durante o Teste de Repetibilidade. ....	87
Figura 75 - Comparação entre a planta identificada e o valor experimental, caso 1 .....	88
Figura 76 - Comparação entre a planta identificada e o valor experimental, caso 2 .....	89
Figura 77 - Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 30°- corrente de 60 mA	90
Figura 78 - Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 40°- corrente de 60 mA	90
Figura 79 - Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 60° - corrente de 65 mA .....	91
Figura 80 - Teste de Controle - Variação Angular de 40 a 50° - corrente de 65 mA .....	92
Figura 81 - Teste de Controle - Variação Angular de 40 a 60°- corrente de 65 mA .....	93
Figura 82 - Teste de Controle - Variação Angular de 50° a 60°- corrente de 65 mA .....	93
Figura 83 - Teste de Controle - Variação Angular de 60 a 40°- corrente de 65 mA .....	95
Figura 84 - Teste de Controle - Variação Angular de 60 a 50°- corrente de 65 mA .....	95

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Parâmetros utilizados no procedimento 1.....	61
Tabela 2 - Valores de corrente para a geração máxima e mínima, DSP fixo.....	63
Tabela 3 - Valores de corrente para a geração máxima e mínima, potenciômetro fixo. ....	64
Tabela 4 - Dados do voluntário. ....	79

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIMBOLOGIA

IBGE	-	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
EENF	-	Estimulação Elétrica Neuromuscular Funcional
PID	-	Proporcional Integral Derivativo
EENM	-	Estimulação Elétrica Neuromuscular
FM	-	Modulação por Frequência
AM	-	Modulação por Amplitude
PWM	-	Modulação por Largura de Pulso
DSP	-	Processador Digital de Sinais
CCS	-	Code Composer Studio
TBJ	-	Transistor Bipolar de Junção
U	-	Amplificador operacional
R	-	Resistor
Q	-	Transistor
Pot	-	Potenciômetro
JMP	-	Jumper
LP	-	Largura de pulso
FES	-	Funcional Electrical Stimulation
EMG	-	Eletromiografia
MMG	-	Mecanomiografia
$\alpha_t$	-	Aceleração tangencial
$\alpha$	-	Aceleração angular
r	-	Raio do acelerômetro
FPF	-	Filtro Passa Faixa
TENS	-	Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation
I	-	Corrente
T	-	Período
F	-	Frequência
f(t)	-	Força muscular
r(t)	-	Trem de pulsos de estimulação
$\beta$	-	Ganho estático do sistema
$\xi$	-	Coefficiente de amortecimento
$\omega_n$	-	Frequência natural

## SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 .....	13
INTRODUÇÃO .....	13
1.1 Introdução geral .....	13
1.2 Objetivo .....	16
CAPÍTULO 2 .....	17
INSTRUMENTAÇÃO .....	17
2.1 Fundamentos Teóricos.....	17
2.1.1 <i>Estimulação Elétrica Neuromuscular</i> .....	17
2.1.2 Formas de Onda Empregada.....	20
2.2 Materiais e Métodos .....	22
2.1 Circuito lógico.....	23
2.2.2 Circuito Formador de Onda.....	24
2.2.3 Circuito de Potência .....	27
2.2.4 Circuito Completo do EENM .....	30
2.2.5 Conversor CC-CC .....	34
2.2.6 Circuito de Monitoramento do Sinal de Eletroestimulação .....	35
2.2.7 LabVIEW .....	40
2.2.8 Eletrodos.....	48
2.2.9 Sensores.....	48
2.2.9.1 Goniometria.....	48
2.2.9.2 Eletrogoniômetro .....	49
2.2.9.3 Giroscópios .....	51
2.2.9.4 Acelerômetros .....	52
2.2.9.5 Cadeira Ergonômica .....	54
2.2.9.6 Calibração dos Sensores da Cadeira Ergonômica .....	57
2.2.10 Procedimento experimental.....	60

2.3	Resultados e Discussão .....	62
2.3.1	Circuitos MM1, MM2, MM3 .....	62
2.3.2	Aprimoramento do circuito .....	66
2.3.2.1	Circuito MM3 V2.....	66
2.3.2.2	Caracterização do Circuito .....	69
2.3.2.3	Comparação entre o eletroestimulador desenvolvido e um comercial .....	71
	CAPÍTULO 3 .....	75
	IMPLEMENTAÇÃO DO CONTROLADOR PID .....	75
3.1	Fundamentos Teóricos.....	75
3.1.1	Modelo Matemático do Músculo.....	75
3.1.2	Processador Digital de Sinais .....	77
3.2	Metodologia.....	79
3.2.1	Repetibilidade .....	80
3.2.2	Identificação da planta .....	81
3.2.3	Controle da Posição da Perna .....	83
3.3	Resultados e Discussão.....	86
	CAPÍTULO 4 .....	97
	CONCLUSÃO.....	97
	REFERÊNCIAS .....	99

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1 Introdução geral

Conforme o censo realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), em 1991, existia no Brasil 457.162 deficientes físicos, entre hemiplégicos, paraplégicos ou tetraplégicos. Destes, 201.592 eram paraplégicos. O Estado de São Paulo ocupava o primeiro lugar em número de casos, com 37.421 deficientes paraplégicos, em segundo lugar estava Minas Gerais com 22.507 e, em seguida, o Rio de Janeiro com 16.690 casos.

Em 2000, o Brasil possuía, segundo o IBGE, 955.287 deficientes físicos, entre hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos. O IBGE não distinguiu os hemiplégicos, dos paraplégicos e dos tetraplégicos.

No dia 16 de novembro de 2011, o IBGE divulgou os primeiros resultados do Censo Demográfico de 2010 relativos à deficiência motora. Novamente, não distinguiu os hemiplégicos, os paraplégicos e os tetraplégicos e se referiu apenas à “Deficiência Motora” totalizando 13.273.969 pessoas (IBGE, 2010).

Nos Estados Unidos, um número alarmante de 11 mil novos casos de lesões medulares é relatado a cada ano, dos quais, 52% estão relacionados a paraplégicos (SCI-INFO, 2009). Na Europa e na América do Norte, a prevalência de paralisia muscular foi estimada em 500-1000 pessoas por cem mil da população (RITTIPAD et al., 2008).

Cabe destacar que, após a lesão medular, os músculos atrofiam rapidamente, principalmente os músculos grandes da coxa. Uma das consequências da atrofia muscular é que as atividades do coração e do pulmão são reduzidas, levando à deterioração das condições de saúde (FARIA, 2006).

Quando um indivíduo não exercita ou não movimenta o membro acometido por uma lesão, isto pode agravar o quadro clínico, influenciando diretamente na qualidade de vida do mesmo, e conseqüentemente, de forma indireta aos que convivem a sua volta (SANCHES, 2013).

Há 40 anos, a expectativa de vida de um paciente com lesão medular era de cinco anos. Neste período, a maioria dos pacientes vinha a óbito devido a problemas nos rins. Atualmente, a expectativa de vida deste paciente é próxima a de uma pessoa normal. Uma pessoa jovem (13 a 30 anos), que sofreu uma lesão na medula, possui atualmente uma expectativa de vida em torno de 50 anos (FARIA, 2006).

A Estimulação Elétrica Neuromuscular Funcional (EENF) pode auxiliar o sistema circulatório, aumentando a circulação de sangue no membro paralisado, dentre outros benefícios (SCREMIN et al., 1999).

A EENF, em combinação com sensores adequados e tecnologia de controle, pode ser explorada para produzir movimentos funcionais, como caminhar, podendo ajudar a restaurar algumas funções motoras (FACHGEBIET, 2009).

Por meio da EENF, alguns pacientes que perderam as funções motoras, mas que apresentam nervos periféricos intactos tem chances de recuperar ou melhorar os movimentos perdidos (FARIA, 2006). Há vários casos de pacientes que recuperaram a sensibilidade e o movimento dos membros paralisados após sessões de estimulação neuromuscular.

No Canadá, um hemiplégico recuperou a sensibilidade e o movimento do membro direito após ser submetido, por longos períodos, a estímulos elétricos (MARTIN, 1999).

Nos Estados Unidos, um homem paraplégico há 17 anos, depois de um tratamento fisioterápico com duração de um ano, levantou da cadeira e deu vários passos pela sala (MARTIN, 1999).

Na Alemanha, alguns pacientes, após um tratamento fisioterápico, começaram a recuperar a capacidade de andar depois de meses de tratamento intensivo (MARTIN, 1999). Um destes, que era paraplégico, recuperou quase que totalmente os movimentos das pernas depois de um ano de tratamento, sendo capaz de caminhar com um andador e, com alguma ajuda, foi capaz até de subir degraus de uma escada (FARIA, 2006).

No Brasil, Alberto Cliquet e sua equipe, conseguiram fazer um rapaz voltar a caminhar apoiado num andador, após sessões de estimulação neuromuscular (MARTIN, 1999).

Cliquet também observou que alguns pacientes tratados com estimulação elétrica neuromuscular readquiriram movimento e sensibilidade nos membros afetados, voluntariamente, mesmo que de forma parcial (SUGIMOTO, 2004). Entretanto, os sistemas operavam em malha aberta.

Mesmo após várias pessoas terem voltado a andar, muitos estudos necessitam ser realizados uma vez que ainda não há uma teoria sólida que explique os diversos casos estudados. A teoria biomecânica e a fundamentação matemática da teoria de controle são necessárias para explicar e conceituar mais adequadamente os fenômenos em questão (SANCHES, 2013). Cabe ressaltar a grande dificuldade de se reproduzir os movimentos das articulações.

A EENF aplicada em níveis adequados pode ser tão eficaz no fortalecimento muscular quanto uma contração muscular voluntária (LIEBER et al., 1996).

Um grande desafio que se enfrenta quando se aplica EENF nos membros inferiores paralisados é evitar a hiperestimulação e adiar a fadiga muscular, tanto quanto possível (MOHAMMED et al., 2007).

Quando se trabalha em malha fechada, pode-se controlar de maneira mais eficiente a estimulação elétrica (CRAGO; PECKHAM; THROPE, 1980), propiciando um melhor controle dos movimentos e evitando uma fadiga mais rápida dos músculos envolvidos no processo.

No Brasil, há grupos de pesquisa em controle, que na sua grande maioria trabalham com teoria e simulação, sendo pouco frequente a implementação em *hardware*, a partir dos modelos teóricos (SANCHES, 2013).

Alguns projetos e simulações de controle não linear, para gerar movimento da perna de um paraplégico, utilizando modelos Fuzzy Takagi-Sugeno (T-S), foram realizados (GAINO, 2009; TEIXEIRA et al., 2006a; TEIXEIRA et al., 2006b).

Há também grupos de instrumentação eletrônica que dão importantes contribuições para o desenvolvimento científico e tecnológico nacional, entretanto, há certa dificuldade na junção entre as áreas, relacionadas à interpretação das

simulações de controle, visando transformá-las em códigos embarcados (SANCHES, 2013).

No Brasil, ainda há poucos pesquisadores e centros que trabalham na área de Engenharia de Reabilitação, beneficiando um reduzido número de voluntários (SANCHES, 2013).

Neste projeto, pretende-se contribuir para aprimorar a junção entre as áreas mencionadas utilizando modelos de controle e de instrumentação para gerar estímulos elétricos na reabilitação de paraplégicos com controladores em malha fechada.

O trabalho foi dividido em capítulos. No capítulo 2 descreve-se o equipamento e sua instrumentação. Nele encontram-se os circuitos testados (MM1, MM2 e MM3), bem como o resultado dos testes. Têm-se também neste capítulo o aprimoramento do circuito (MM3 V2), sua caracterização e comparação com o equipamento comercial. Aborda-se ainda o programa utilizado para gerar os parâmetros do estímulo (LabVIEW) e os sensores utilizados e suas calibrações.

No capítulo 3, aborda-se o controlador Proporcional Integral Derivativo (PID), bem como um teste com uma pessoa hígida.

## **1.2 Objetivo**

Implementou-se um eletroestimulador de oito canais microcontrolados, com um controlador digital integrado, que possua capacidade de fornecer correntes de amplitudes de até 140 mA, possibilitando movimento do membro inferior de paraplégicos. Foi embarcado um controlador PID para uso com o eletroestimulador, tornando possível determinar a energia a ser aplicada ao membro estimulado, de forma a mantê-lo em uma posição pré-estabelecida.

## **CAPÍTULO 2**

### **INSTRUMENTAÇÃO**

#### **2.1 Fundamentos Teóricos**

##### ***2.1.1 Estimulação Elétrica Neuromuscular***

A Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) consiste na aplicação de pulsos elétricos nos nervos e/ou músculos com o objetivo de se obter contração muscular (FARIA, 2006).

Para ocorrer a contração, o estímulo elétrico deve ter características próximas aos níveis fisiológicos do tecido a ser estimulado, ou seja, o estímulo deve ter certas características para promover uma contração, como a amplitude e a duração que devem ser iguais ou maiores que as condições fisiológicas para cada tecido (SENE, 2003).

A EENM pode ser aplicada por meio de eletrodos superficiais ou implantáveis.

O uso de eletrodos implantados possibilita uma seletividade maior, além de requerer menos energia do sistema de estimulação (POPOVIC, 2001). A grande desvantagem é a dificuldade de implantação dos eletrodos já que eles são invasivos e, muitas vezes, podem apresentar reação de corpo estranho, ou se quebram com o uso constante. Por estes motivos, os eletrodos de superfície são os mais empregados (SANCHES, 2013).

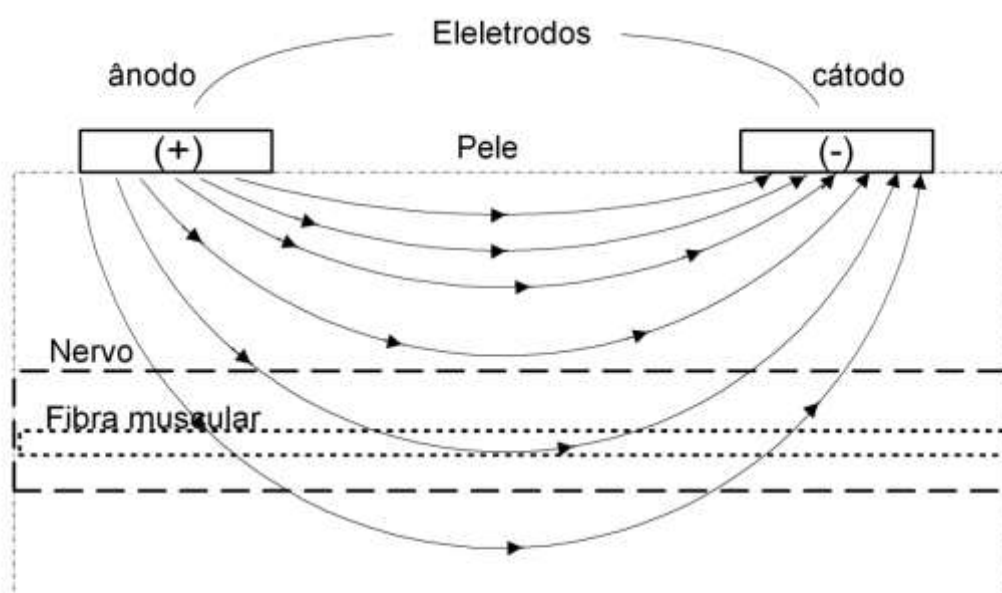
Quando a eletroestimulação é aplicada por meio de eletrodos de superfície, a impedância da interface eletrodo-pele, o posicionamento dos eletrodos e os parâmetros da forma de onda empregada na estimulação, devem ser considerados, por influenciarem diretamente na resposta muscular desejada. Segundo a literatura, a impedância da interface eletrodo-pele é em torno de 1k $\Omega$  (SENE, 2003).

A estimulação por meio de eletrodos superficiais pode estimular, simultaneamente, estruturas nervosas e musculares. As células nervosas, porém, despolarizam a partir de uma menor intensidade de corrente. Por este motivo, os eletrodos de superfície ativam as células nervosas, sendo estas que produzem a ação muscular (LIANZA, 1993).

Na interface eletrodo-pele ocorre a conversão de uma corrente de elétrons para uma corrente de íons, que se move dentro do tecido (FARIA, 2006).

Tomando como referência a Figura 1, quando aplicada uma diferença de potencial na pele por meio de dois eletrodos, há circulação de corrente no interior do tecido, pelo movimento ordenado de íons, uma vez que o tecido é predominantemente aquoso.

Figura 1 - Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos superficiais.

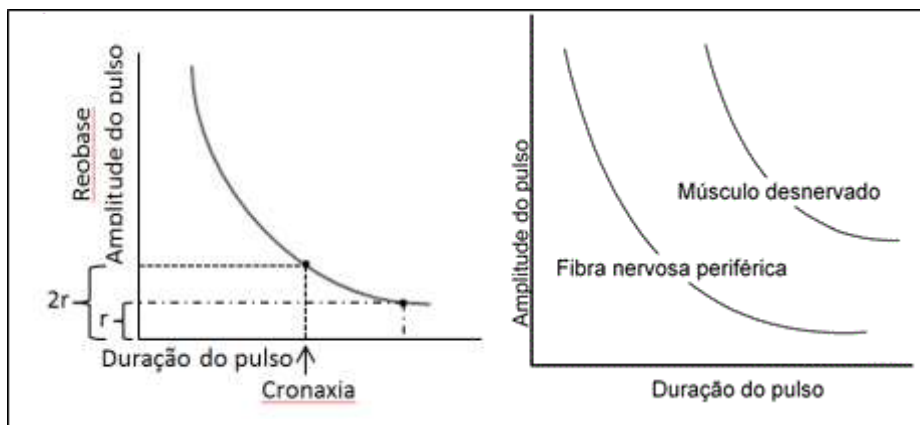


Fonte: Faria (2006).

Para uma única célula excitável, existe uma família de estímulos com combinações força-duração (F-D), ou seja, amplitude e tempo, que podem levar a célula ao limiar de despolarização (SANCHES, 2013).

São apresentadas, na Figura 2, curvas de amplitude em função do tempo, do limiar de um tipo qualquer de célula, ilustrando-se os conceitos de reobase e cronaxia.

Figura 2 - Curva (F-D), Reobase e Cronaxia.



Fonte: Modificado de Faria (2006).

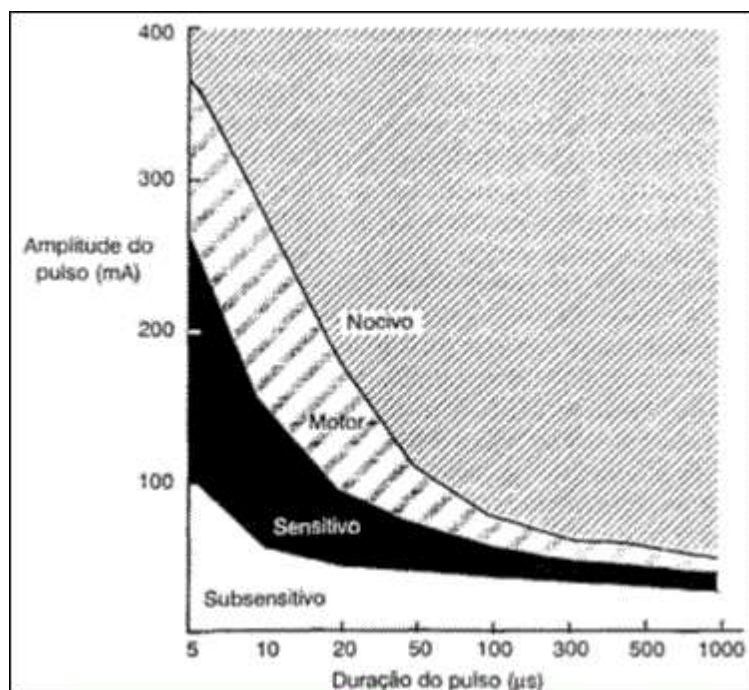
Sendo reobase a intensidade de corrente mínima em um determinado tempo para a excitação de uma fibra muscular e cronaxia, duração relacionada à intensidade de corrente igual ao dobro da reobase (NEMESYS, 2004).

Os tecidos possuem terminações nervosas sensitivas, os estímulos elétricos poderão excitá-las, provocando sensações de agulhadas ou mesmo respostas dolorosas (ROBINSON, 2001).

Na Figura 3 pode-se observar a relação entre a intensidade da corrente e o tempo de estímulo elétrico. Existem quatro regiões:

- Sub-sensitivo ou sem efeito;
- Sensitivo, que provoca sensações de agulhadas;
- Motor, que gera contração muscular;
- Nocivo, que causa desconforto.

Figura 3 - Relação entre intensidade x tempo e os seus resultados.



Fonte: Robinson (2001).

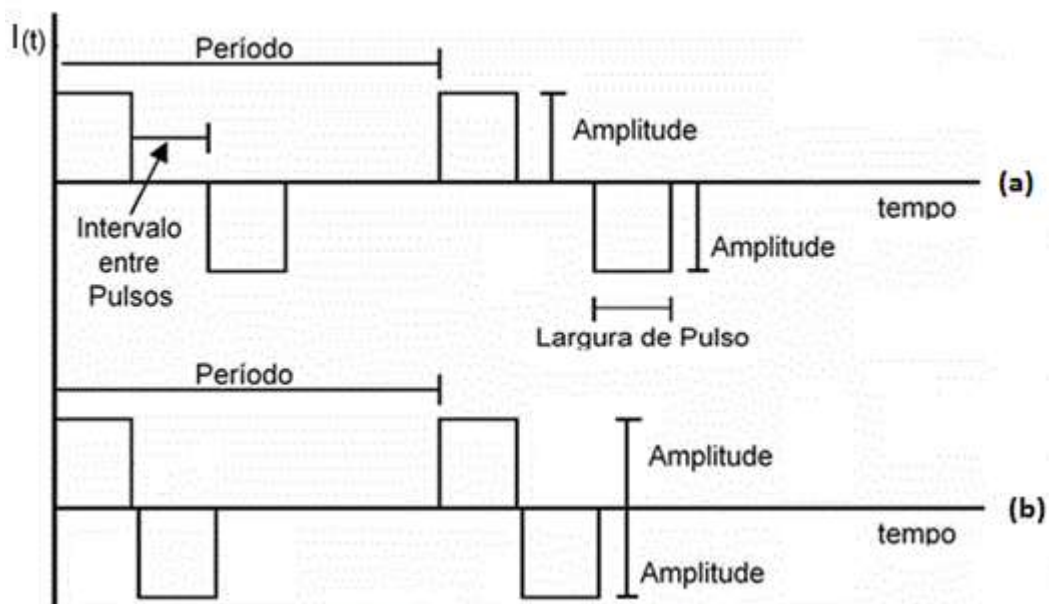
### 2.1.2 Formas de Onda Empregada

Quando se classifica ou se refere a um tipo de sinal de eletroestimulação, alguns cuidados devem ser tomados, pois em eletrofisiologia, diferentemente da eletrônica e eletrotécnica, o termo fase refere-se ao sentido de corrente (SANCHES, 2013).

Se o sinal for monofásico, significa que a corrente se dará em um sentido, se for bifásico, o fluxo ocorrerá nos dois sentidos. Se a forma de onda bifásica aplicar a mesma energia em ambos os sentidos, ela possuirá cargas balanceadas (ou equilibradas), caso contrário, possuirá cargas desbalanceadas (ou desequilibradas) (SANCHES, 2013).

Na Figura 4 ilustram-se algumas formas de ondas bifásicas equilibradas, destacando-se alguns parâmetros e nomenclaturas relevantes.

Figura 4 - Formas de onda bifásica simétricas.

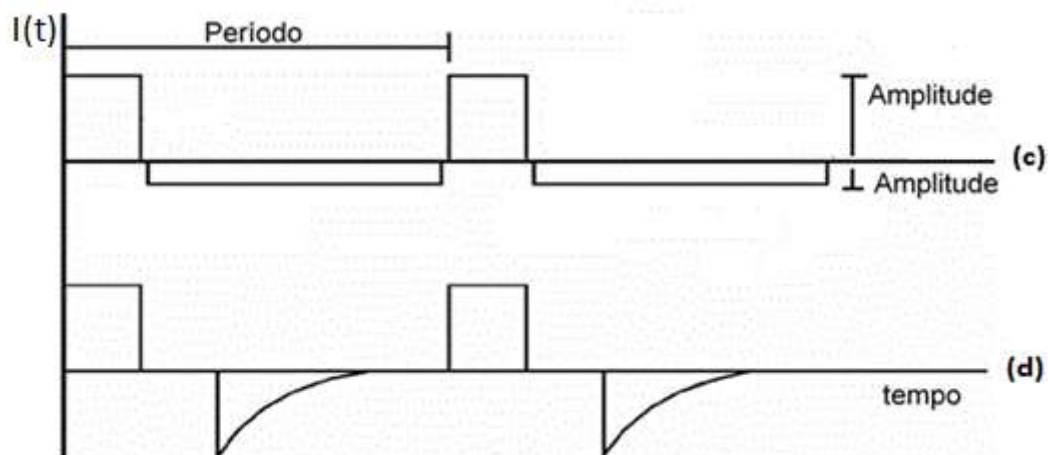


Fonte: Modificado de Faria (2006).

Pode-se observar que na Figura 4(a) e 4(b), as ondas são simétricas, ou seja, o sinal aplicado em um sentido acontecerá da mesma forma no sentido oposto. Estas formas de onda são vastamente utilizadas em EENM para gerar movimentos.

Na Figura 5 estão apresentadas formas de onda bifásicas assimétricas, destacando-se alguns parâmetros e nomenclaturas relevantes.

Figura 5 - Formas de onda bifásicas assimétricas.



Fonte: Modificado de Faria (2006).

Na Figura 5(d) é apresentada uma forma de onda retangular em um sentido e com decaimento exponencial em outro na 5(c), uma retangular. Neste caso, tem-se um sinal bifásico assimétrico equilibrado em 5(c) e assimétrico desequilibrado em 5(d).

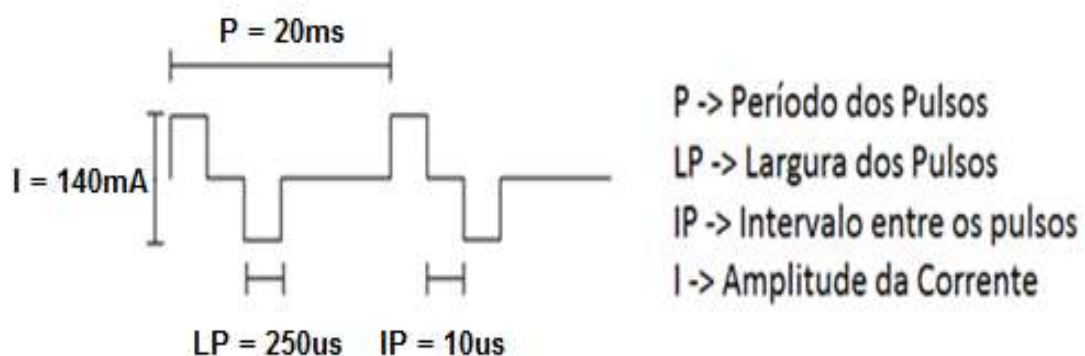
A variação da quantidade de carga pode ser realizada por meio da modulação do sinal. Dentre elas, podem ser citadas: modulação por frequência (FM), modulação por amplitude (AM) e modulação por largura de pulso (PWM).

## 2.2 Materiais e Métodos

Foram implementados três diferentes tipos de circuitos, designados por MM1, MM2 e MM3, todos com modulação por largura de pulso (PWM), com o sinal bifásico e balanceado. A eletroestimulação foi por corrente, uma vez que era imprescindível estimar a carga aplicada ao voluntário.

Pode-se observar na Figura 6 que o sinal possui um interpulso com valor zero para que não haja uma mudança abrupta entre o nível positivo e o negativo.

Figura 6 - Características do sinal aplicado.



Fonte: Elaborada pelo autor.

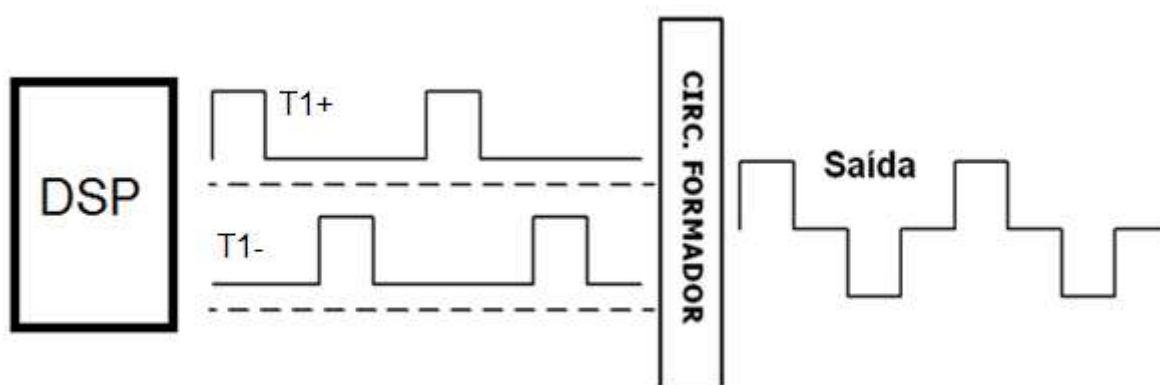
O EENM é composto por três estágios: circuito lógico ou gerador de onda, circuito formador de onda (amplificador diferença + conversor tensão/corrente) e circuito de potência.



Para gerar um sinal bifásico foi necessária a utilização de um circuito formador de onda, uma vez que o DSP, na configuração utilizada, fornece apenas sinais positivos.

Na Figura 8 são amostrados os sinais digitais gerados por meio de um DSP e a saída do circuito formador de onda.

Figura 8 - Sinais gerados pelo estágio lógico e pela saída do circuito formador de onda bifásica.



Fonte: Elaborada pelo autor.

O DSP é responsável por gerar dois sinais T1+ e T1- que são aplicados na entrada do circuito formador de onda, onde o sinal adquirirá a característica bifásica antes da entrada no estágio de potência.

Cabe ressaltar que, por se tratar de um sinal bifásico simétrico, T1- terá os mesmos parâmetros de T1+, um será a parte positiva e o outro a parte negativa do sinal de saída.

### 2.2.2 Circuito Formador de Onda

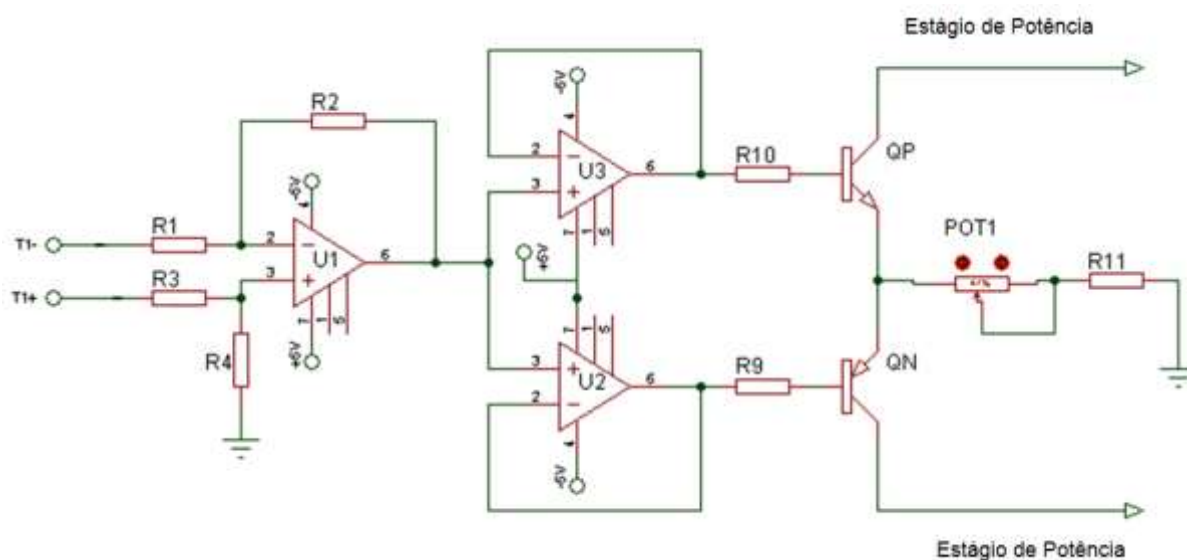
A grande diferença entre os circuitos MM1, MM2 e MM3 se encontra no estágio formador de onda.

Estes circuitos foram implementados a partir do estimulador elétrico proposto por (CHANG et al., 2002), em que são consideradas as questões de isolamento e praticidade deste formador de onda.

Cada canal do estimulador possui um circuito formador de onda constituído por um amplificador diferença e dois conversores V/I (Tensão/Corrente).

Na Figura 9 está ilustrado o circuito esquemático do formador de onda do circuito MM1 que utiliza um buffer para acionar os transistores  $Q_P$  e  $Q_N$ .

Figura 9 - Circuito formador de onda MM1.



Fonte: Elaborada pelo autor.

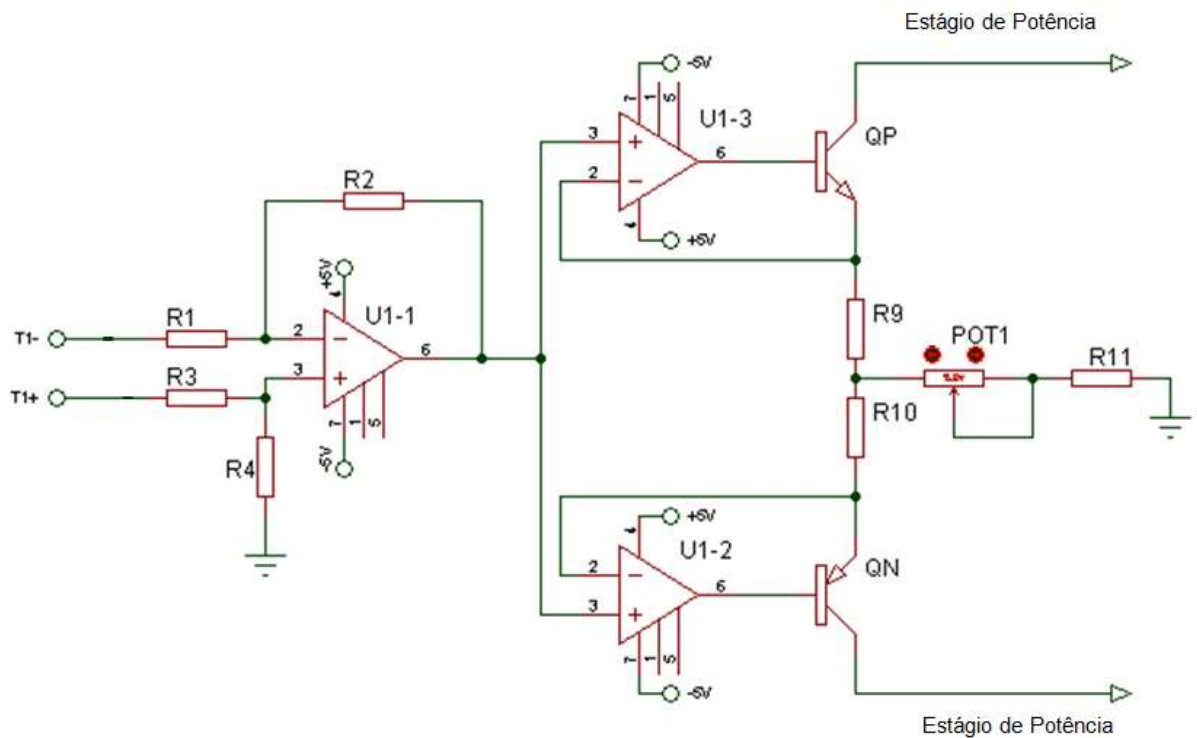
O sinal de saída do circuito lógico é de tensão. Como neste trabalho optou-se por estimular o músculo com sinais de corrente, houve a necessidade de converter o sinal gerado para um sinal de corrente por meio de um conversor V-I (Tensão – Corrente) com retroalimentação negativa (CHANG et al., 2002).

Cada conversor V-I é formado por um amplificador operacional, um transistor bipolar de junção (TBJ), resistores e um potenciômetro. O conversor determina a corrente que será imposta no espelho, conseqüentemente, a corrente imposta sobre os eletrodos de eletroestimulação. Devido à realimentação negativa existente nos amplificadores operacionais U2 e U3, a corrente é determinada por:  $I(A) = \frac{T(V)}{Req(\Omega)}$ .

Para o circuito MM2, a corrente na parte positiva será determinada pelo transistor  $Q_P$  e pelos resistores  $R_{11}$ ,  $R_9$  e  $Pot_1$ , e na parte negativa, por  $Q_N$ ,  $R_{10}$ ,  $R_{11}$  e  $Pot_1$ .

Os circuitos MM2 e MM3 têm como grande diferença em relação ao MM1 a realimentação negativa via transistor  $Q_P$  e  $Q_N$ . Na Figura 10 é apresentado o circuito MM2.

Figura 10 - Circuito formador de onda e conversor V/I MM2.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Verifica-se que a realimentação negativa de U1-2 e U1-3 agora não é feita diretamente implementando um buffer, como no circuito MM1. A realimentação no circuito MM2 e MM3 são configurações estáveis e consolidadas (KRAMER; WEBSTER; RADWIN, 1991).

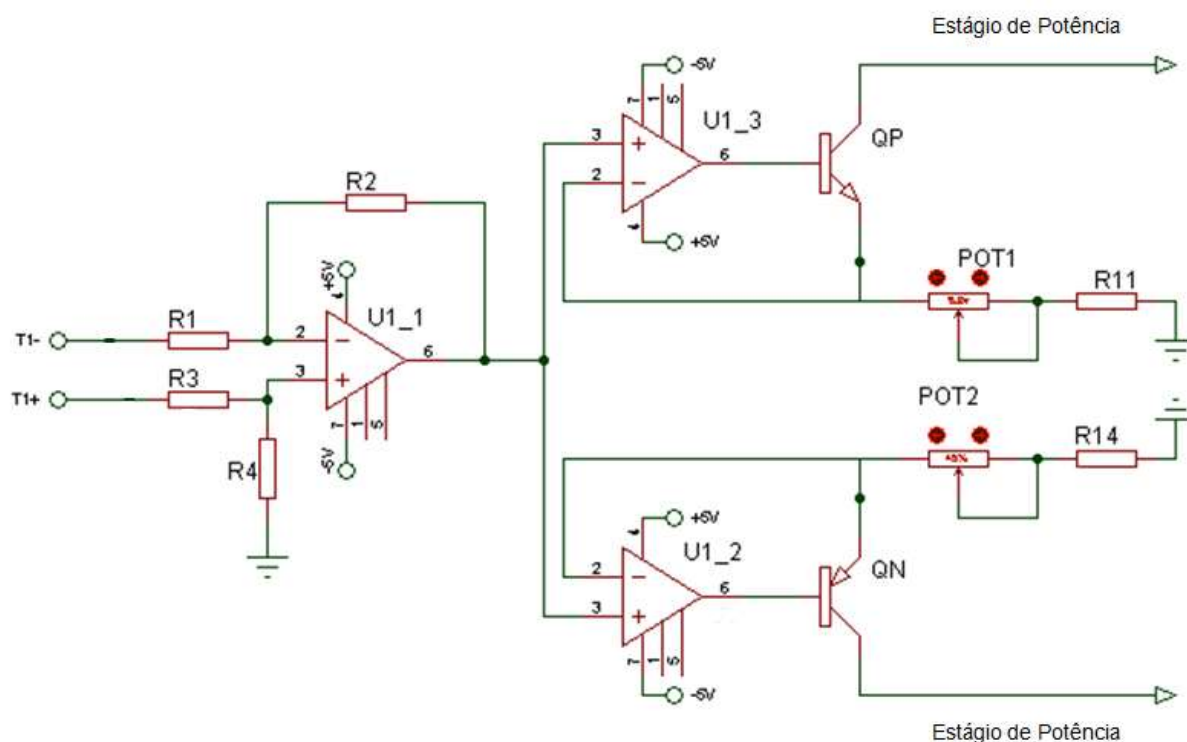
O grande diferencial do circuito MM3 para o MM2 é possuir dois ramos distintos para gerar a corrente de referência. Desta forma, podem-se gerar sinais com amplitudes diferentes na parte positiva e negativa, o que confere ao circuito MM3 algumas vantagens, como por exemplo, ajustar eventuais diferenças de magnitude.

Além disso, essa característica peculiar ao MM3 gera alternativas para outros tipos de estimulação.

Para o circuito MM3, a corrente na parte positiva será determinada pelo transistor  $Q_P$  e pelos resistores  $R_{11}$ ,  $Pot_1$ , e na parte negativa, por  $Q_N$ ,  $R_{14}$  e  $Pot_2$ .

A Figura 11 apresenta seu diagrama esquemático.

Figura 11 - Circuito formador de onda e conversor V/I circuito MM3.



Fonte: Elaborada pelo autor.

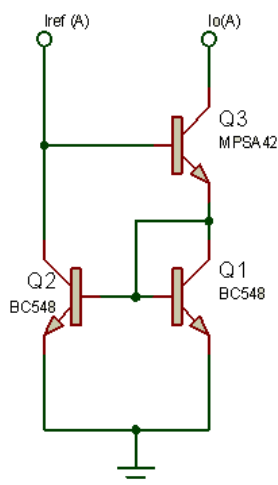
### 2.2.3 Circuito de Potência

O estágio de potência fornece a energia necessária ao sinal de saída proveniente do formador de onda, uma vez que o DSP não tem potência suficiente para a eletroestimulação desejada.

Neste estágio, utilizou-se o espelho de corrente de Wilson, formado por três transistores ( $Q_1$ ,  $Q_2$  e  $Q_3$ ). Sua função é conhecida na literatura especializada em eletrônica (BOYLESTAD et al., 2004).

Na Figura 12 está ilustrado um espelho de corrente de Wilson.

Figura 12 - Espelho de corrente de Wilson.

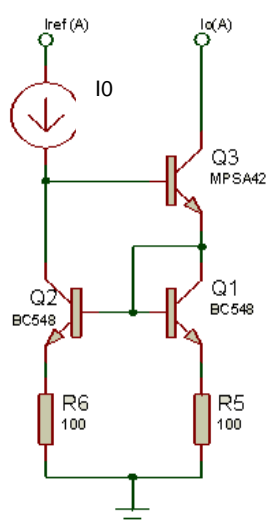


Fonte: Elaborada pelo autor.

A corrente imposta no ramo de  $Q_2$ , desde que esteja dentro dos limites do circuito, é refletida no outro lado do espelho, ou seja, em  $Q_1$  e  $Q_3$ .

Dependendo dos níveis de tensão e corrente necessários para suprir uma carga, o uso de transistores casados se torna mais difícil. Uma forma de reduzir o descasamento entre  $Q_1$  e  $Q_2$ , fazendo que as suas correntes de emissores sejam próximas, é adicionar uma resistência em cada braço do espelho, conforme ilustrado na Figura 13.

Figura 13 - Espelho de corrente de Wilson com resistência.



Fonte: Elaborada pelo autor.

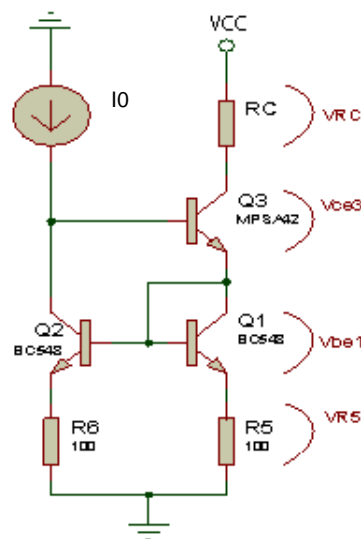
Kramer, Webster e Radwin (1991) utilizaram o espelho de Wilson por apresentar uma melhor relação entre a corrente de entrada e de saída, além de possuir uma dependência menor com as variações dos transistores.

O resistor  $R_5$  está em série com  $\frac{1}{gm_1}$ , resistência interna do transistor. Se  $R_5 \gg \frac{1}{gm_1}$ , os efeitos de  $\beta$  sobre o espelho serão minimizados, pois a resistência equivalente de  $R_5 + \frac{1}{gm_1}$ , será aproximadamente igual a  $R_5$ . A mesma análise pode ser feita para o segundo braço do espelho, ou seja, para  $R_6$  e  $\frac{1}{gm_1}$ .

Escolhendo  $R_5$  e  $R_6$  de forma adequada, os efeitos do descasamento entre  $Q_1$  e  $Q_2$  são minimizados.

Na Figura 14 está representado o espelho de corrente de Wilson com uma carga RC.

Figura 14 - Espelho de corrente de Wilson com uma carga RC.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Da Figura 14 tem-se que:

$$V_{CC} = V_{RC} + V_{ce3} + V_{be1} + V_{R5} \quad (1)$$

Considerando a operação do espelho na região em que  $I_0$  é constante,  $V_{be1}$  e  $V_{R5}$  são praticamente inalteráveis, supondo que  $RC$  aumente,  $V_{RC}$  também

incrementará. Sendo  $V_{CC}$  fixo,  $V_{ce3}$  reduz para compensar a alteração de  $V_{RC}$ , como pode ser verificado na equação (1).

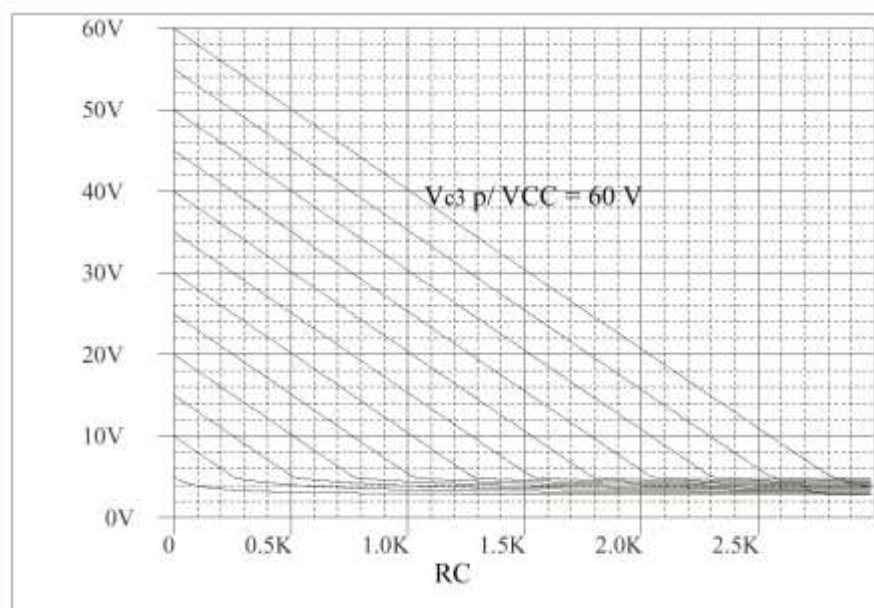
O transistor  $Q_3$  permanece na região ativa enquanto a tensão  $V_{c3}$  for maior que a tensão  $V_{b3}$ , ou seja, enquanto prevalecer esta relação, o circuito funcionará como um espelho de corrente.

O limite de carga do espelho de corrente de Wilson é proporcional à tensão de alimentação  $V_{CC}$ .

Na Figura 15 estão representadas algumas curvas de  $V_{c3}$  para uma determinada corrente e diferentes tensões de alimentação em função da variação da carga  $RC$ , que mostram a proporcionalidade entre as duas grandezas.

Como se pode verificar a formação do joelho (limite do espelho) ocorre quando  $V_{c3}$  está próximo à  $V_{b3}$ .

Figura 15 - Curvas de  $V_{c3}$  para diferentes tensões de alimentação e de  $RC$ .

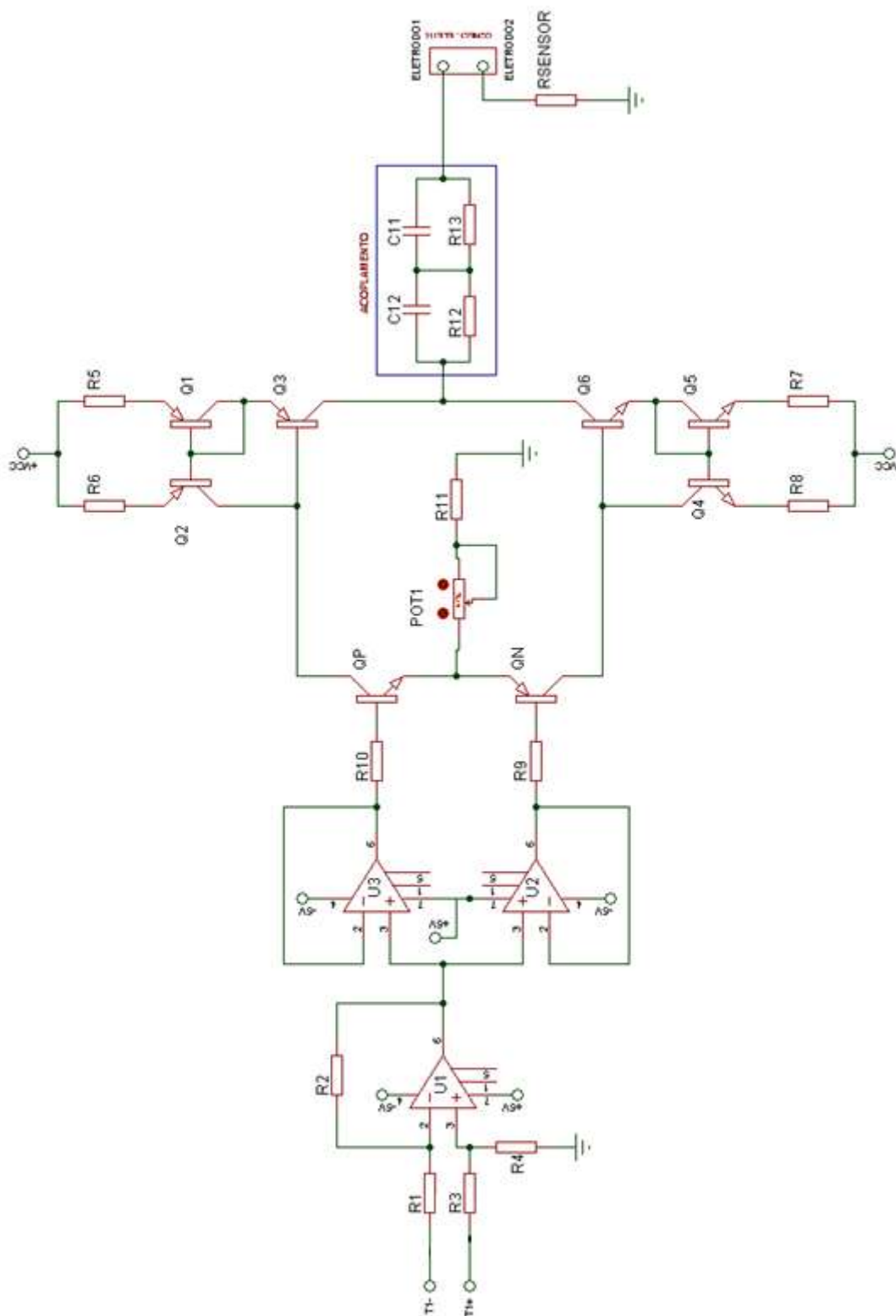


Fonte: Modificada de Faria (2006).

#### 2.2.4 Circuito Completo do EENM

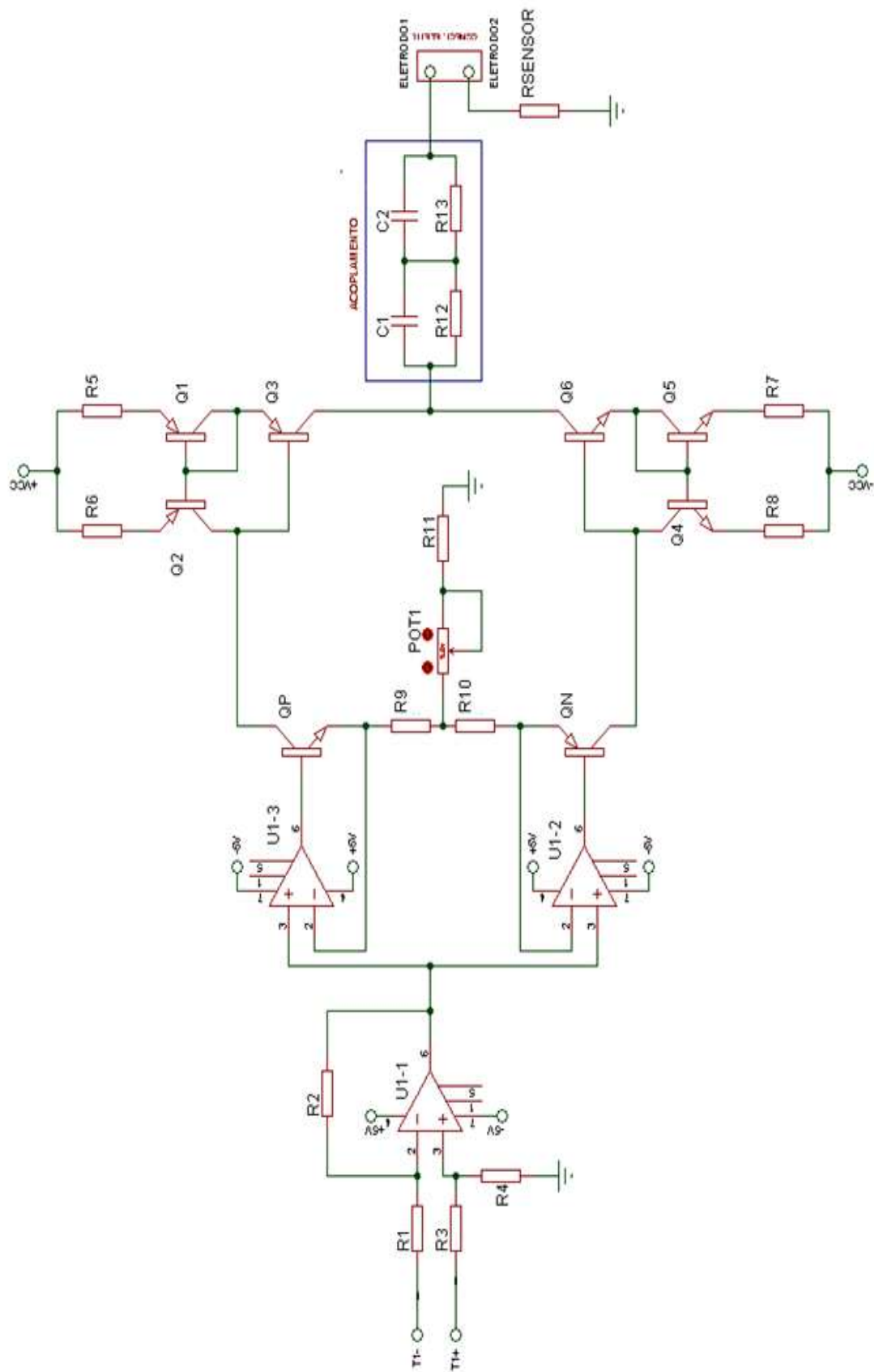
Os diagramas esquemáticos dos circuitos completos MM1, MM2 e MM3 são visualizados, respectivamente, nas Figuras 16, 17 e 18.

Figura 16 - Diagrama esquemático do circuito do MM1.



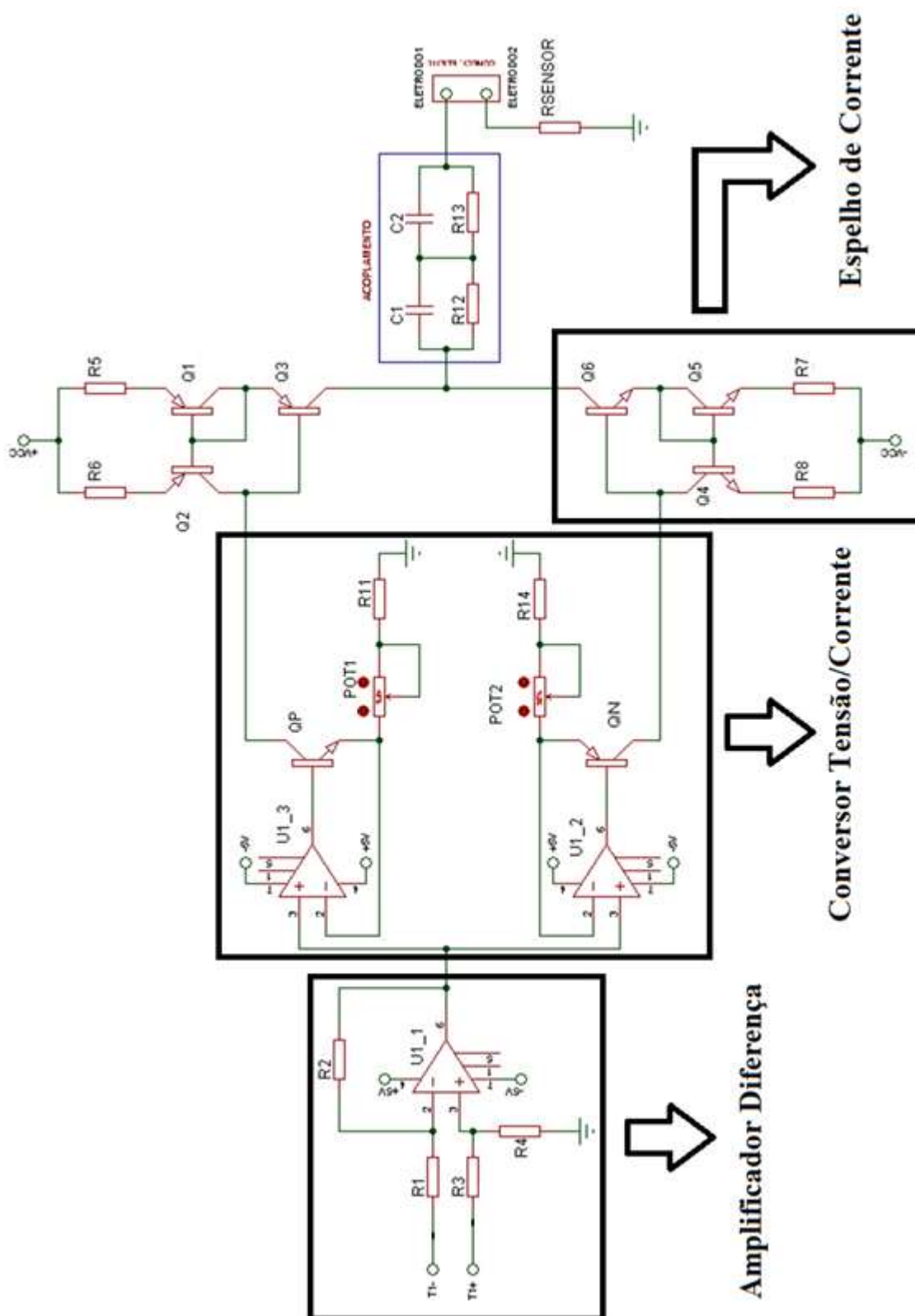
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 17 - Diagrama esquemático do circuito do MM2.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 - Diagrama esquemático do circuito do MM3.



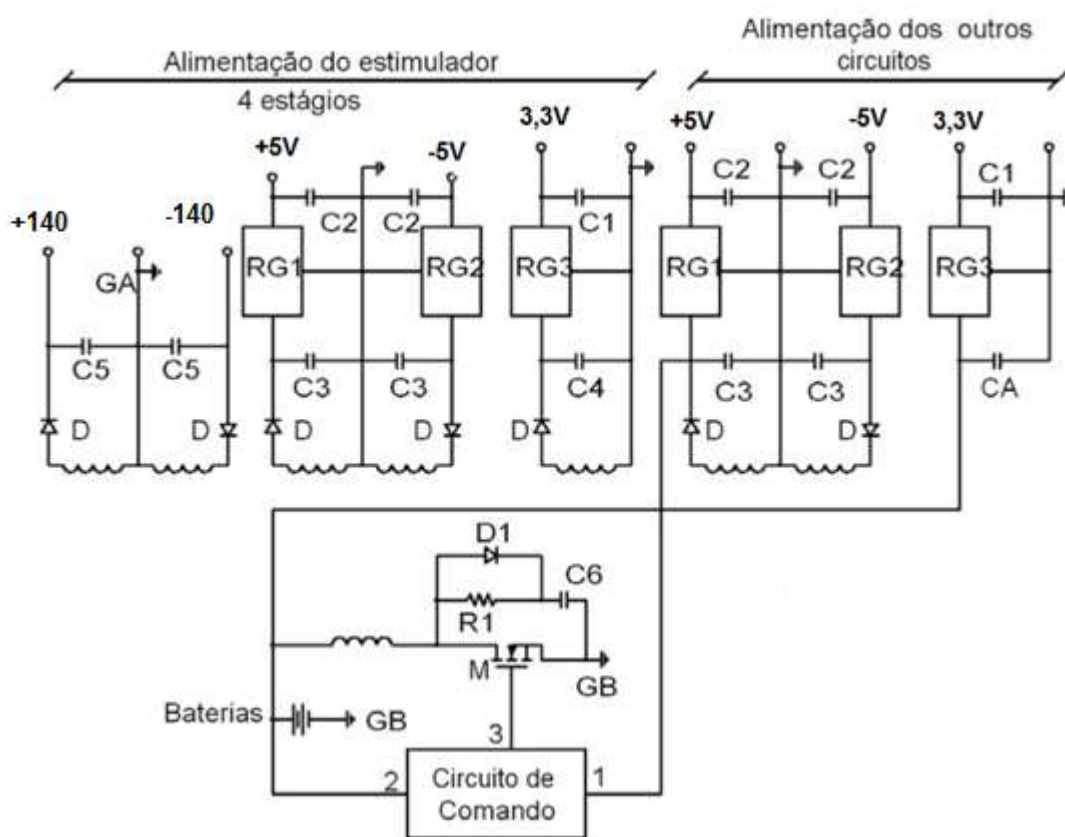
Fonte: Elaborada pelo autor.

## 2.2.5 Conversor CC-CC

Com o intuito de desacoplar o EENM da rede elétrica, utilizou-se o conversor *Flyback* CC-CC modificado de Faria (2006), que fornece tensões de +Vcc, -Vcc, +5 V e -5 V.

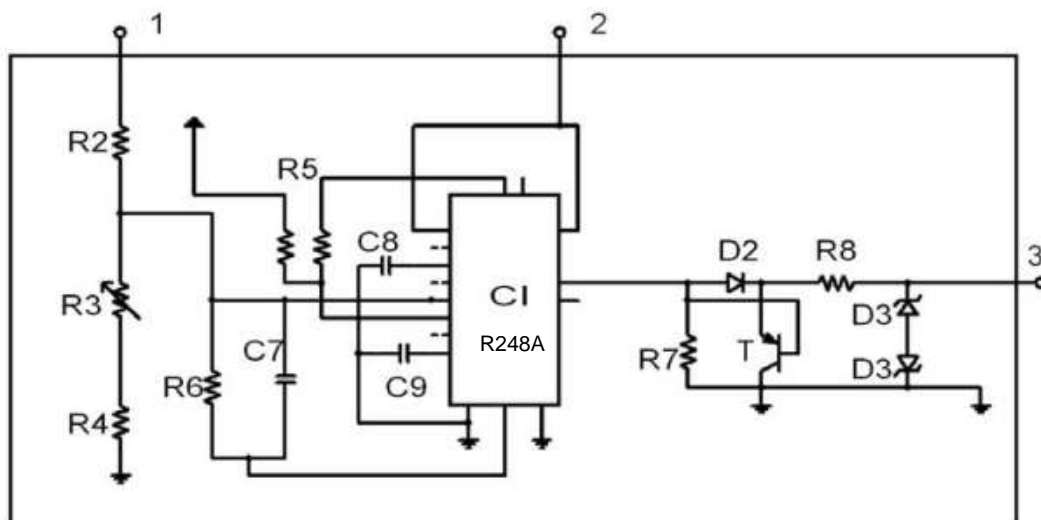
Nas Figuras 19 e 20 são apresentados os esquemas do conversor implementado. O conversor é dividido em estágios isolados, tendo em cada estágio uma fonte simétrica de aproximadamente 140 V, 5 V e fonte simples de 3,3 V. Este conversor, além de fornecer alimentação para os espelhos, fornece também alimentação para todos os outros estágios do sistema.

Figura 19 - Diagrama esquemático do conversor *Flyback*.



Fonte: Modificado de Faria (2006).

Figura 20 - Circuito de comando do conversor *Flyback*.



Fonte: Faria (2006).

### 2.2.6 Circuito de Monitoramento do Sinal de Eletroestimulação

Com o intuito de monitorar as tensões de alimentação do sistema e a amplitude da corrente gerada, projetou-se um circuito com a finalidade de interromper toda a alimentação do canal de eletroestimulação quando faltar, ou diminuir muito o nível, de alguma das tensões de alimentação ou quando a corrente de eletroestimulação ultrapassar um limite pré-definido.

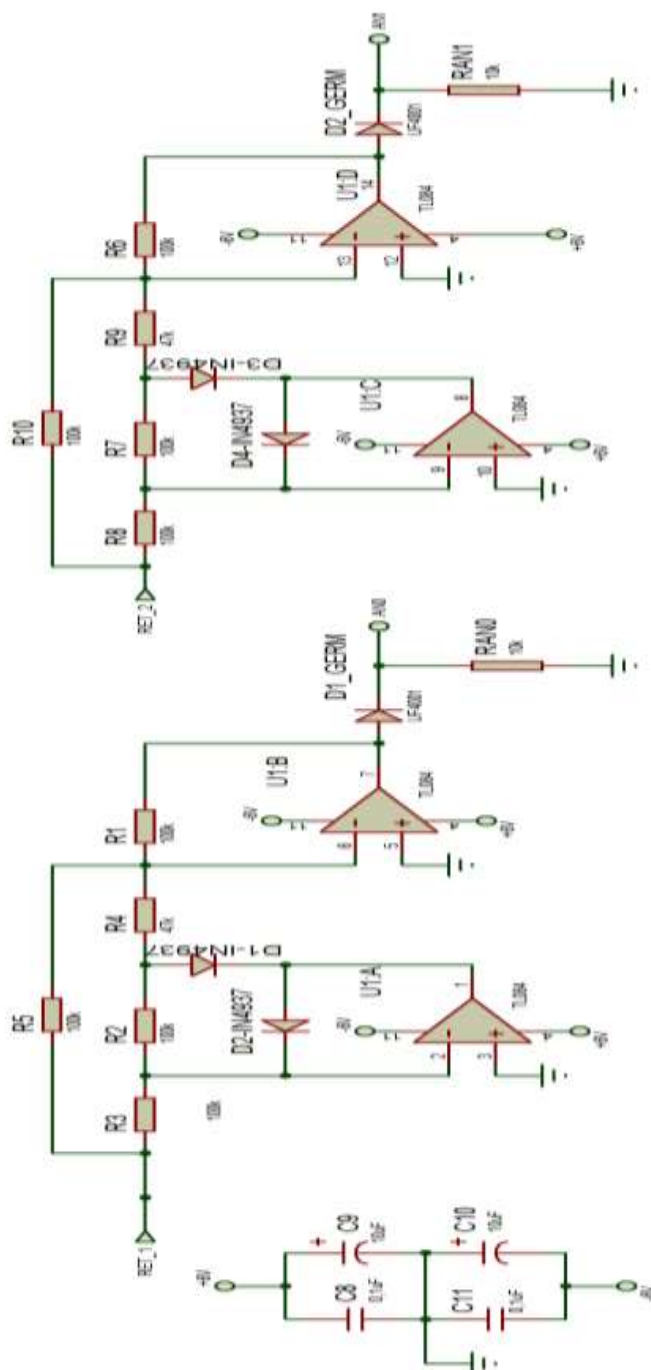
O circuito é constituído por três partes:

- Amostragem e condicionamento do sinal gerado;
- Lógico e monitoramento;
- Regulador e atuador.

O circuito de amostragem e de condicionamento é composto por retificadores de precisão. Com os retificadores, permite-se que as amostras sejam apenas positivas, desta forma, não danificando o microcontrolador utilizado.

Devido ao nível do sinal a ser amostrado ter uma pequena amplitude, miliamperes, optou-se por utilizar diodo de germânio ao invés de silício. Pode-se observar na Figura 21 o circuito com os retificadores.

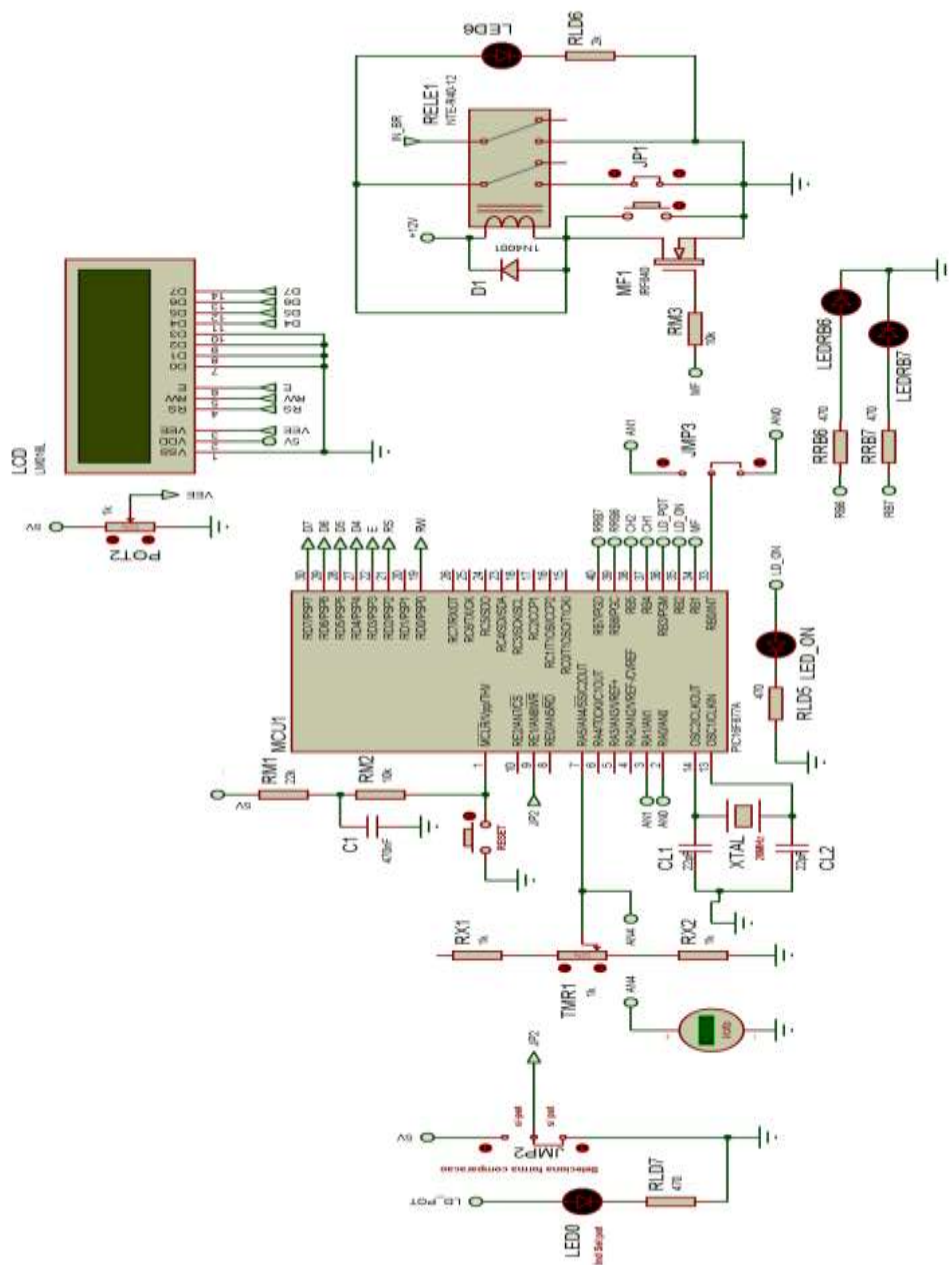
Figura 21 - Retificador de Precisão.



Fonte: Junqueira (2011).

O circuito lógico de monitoramento é composto por um microcontrolador, um *display* de LCD e por um relé, como se pode observar no esquema do circuito mostrado na Figura 22.

Figura 22 - Circuito de Monitoramento.



Fonte: Junqueira (2011).

O microcontrolador recebe amostras do sinal de corrente gerado e executa uma comparação interna, caso esse nível extrapole o valor previamente ajustado, ele atua, abrindo os relés e cessando a aplicação dos estímulos.

O canal que apresentou uma corrente maior que a estipulada é exibido no *display*.

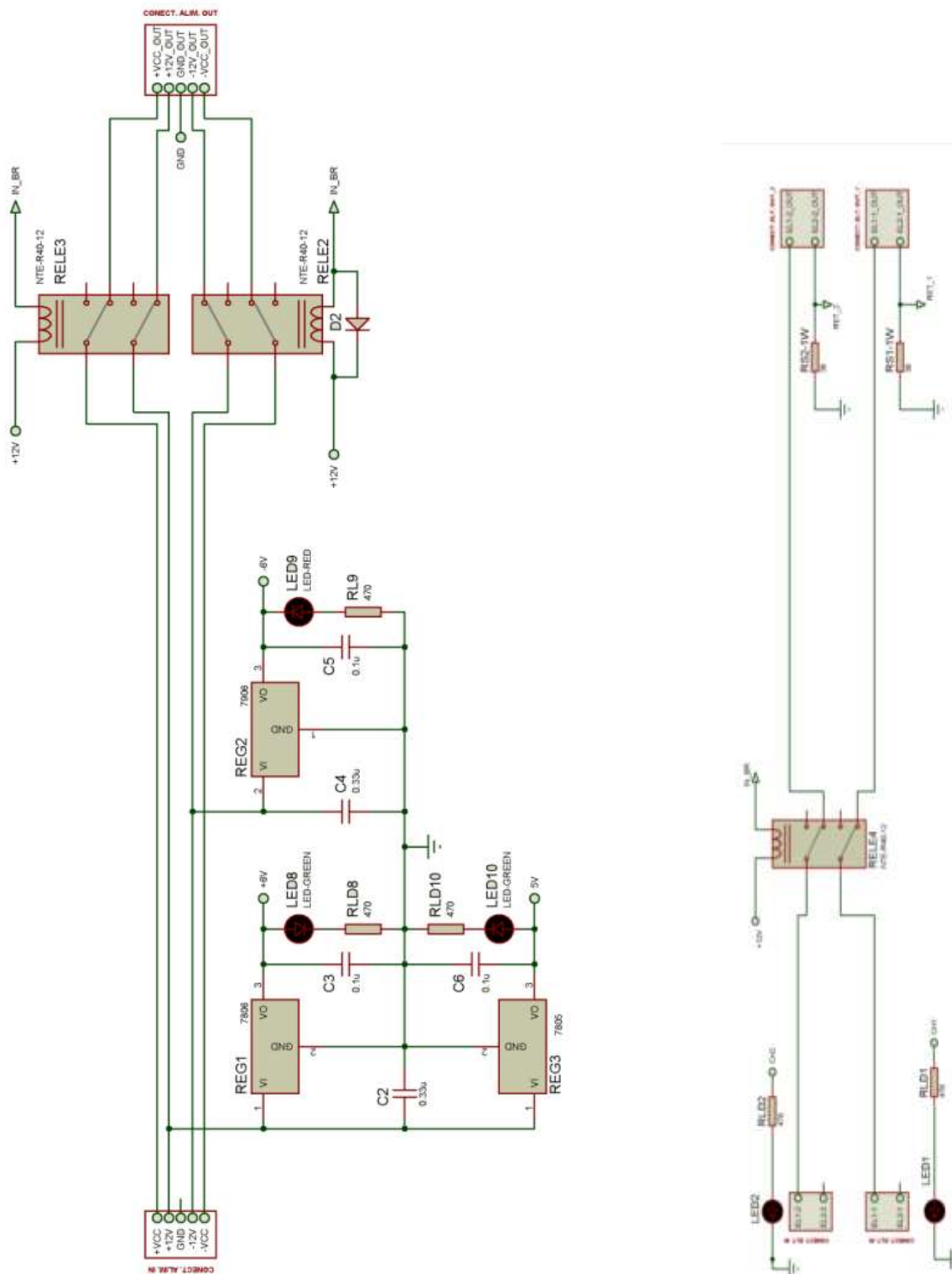
Devido ao sistema de intertravamento, formado pelo relé 1, o circuito ficará aberto até que o *jumper* (JMP3) seja retirado e o botão (*RESET*) seja acionado. Caso o nível de corrente continue maior que o determinado, os relés tornam a abrir.

O nível de corrente para atuação do relé pode ser determinado de duas formas: na programação via *software*, ou manualmente por meio do potenciômetro (TMR1). O *jumper* (JPM1) determina qual das duas alternativas será utilizada.

O circuito regulador e atuador tem a função de alimentar todo o sistema de monitoramento e isolar fisicamente a alimentação do estágio de potência e os eletrodos, caso o sinal aplicado esteja em desacordo com o previamente definido.

Este circuito é composto basicamente por reguladores de tensão e relés, como se pode observar na Figura 23.

Figura 23 - Circuito regulador e atuador.

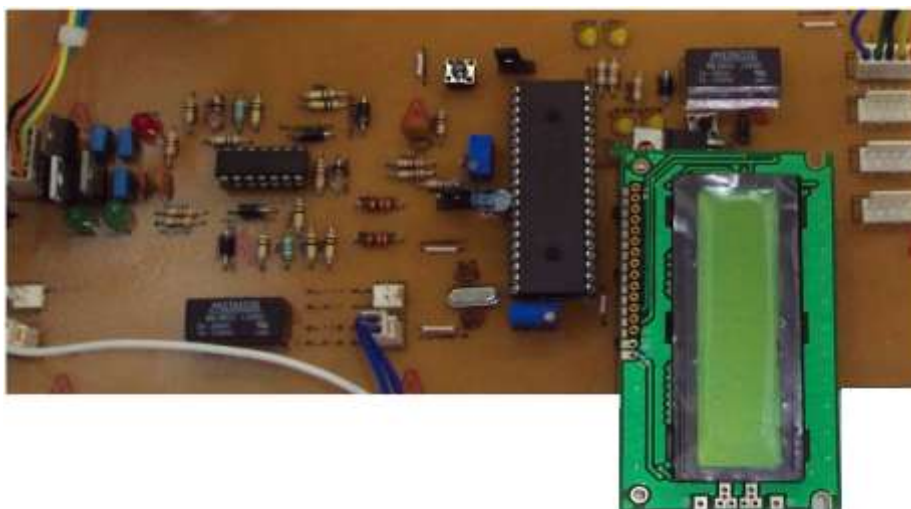


Fonte: Junqueira (2011).

Os reguladores de tensão garantem uma alimentação estabilizada e separada dos outros circuitos. Desta forma, independente do que ocorrer em outras partes do circuito, não se afetará o monitoramento e a atuação dos dispositivos. Os relés 2 e 3 desacoplam a alimentação do canal de eletroestimulação e o relé 4 desacopla os eletrodos.

Pode-se observar a placa do circuito de monitoramento e de proteção na Figura 24.

Figura 24 - Placa do circuito de monitoramento.



Fonte: Junqueira (2011).

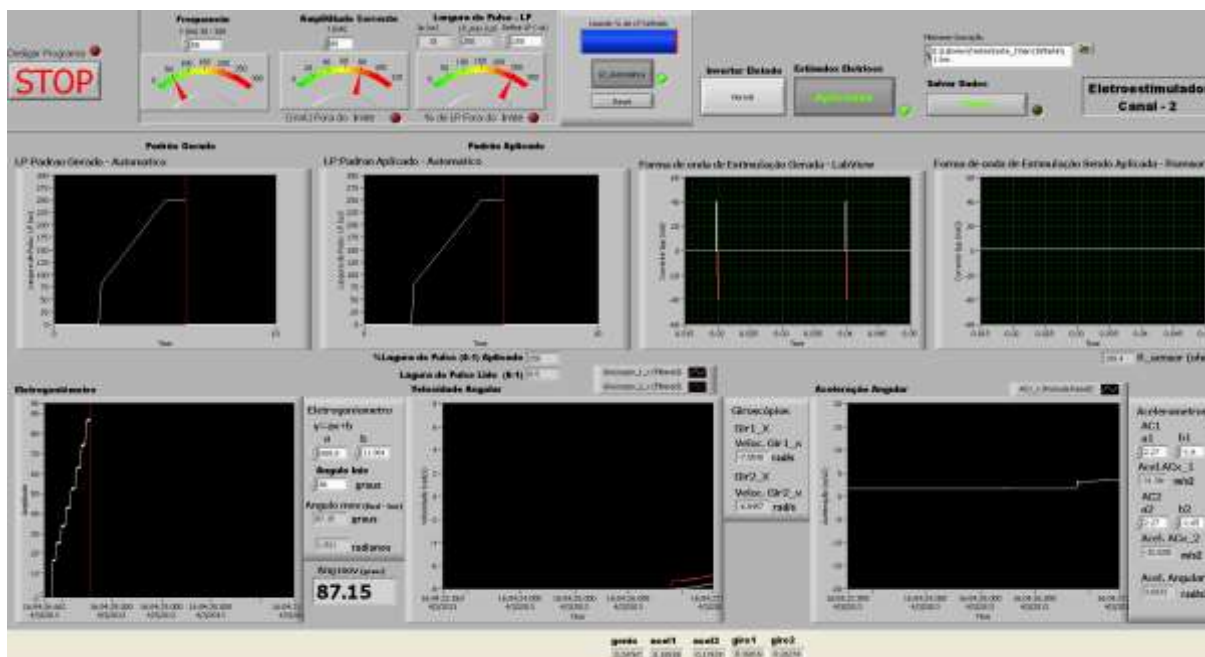
### 2.2.7 LabVIEW

Esse programa possibilita o ajuste dos parâmetros de eletroestimulação de forma prática e rápida, além de possuir uma integração com outras tecnologias, realizar a aquisição de sinais de diversos sensores, processá-los e também armazená-los.

Utilizou-se o LabVIEW e a placa de aquisição de dados PCIe6363 da *National Instruments*, que permitem um tipo de programação em blocos de fácil manipulação, possuindo blocos para todos os requisitos exigidos, desde aquisição e processamento de sinais até blocos para alguns tipos de controladores (KOZAN, 2012).

Na Figura 25 está ilustrada a interface criada com o LabVIEW que possibilita a integração de todos os dispositivos da plataforma de testes.

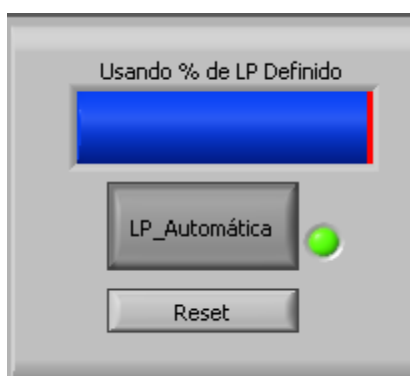
Figura 25 - Interface criada com o software LabVIEW.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Com o programa desenvolvido, pode-se ajustar os parâmetros de eletroestimulação, de forma manual ou automática. A seleção do modo de estimulação é feita por meio do botão LP (Largura de pulso) Manual/LP Automático, como se pode observar na Figura 26.

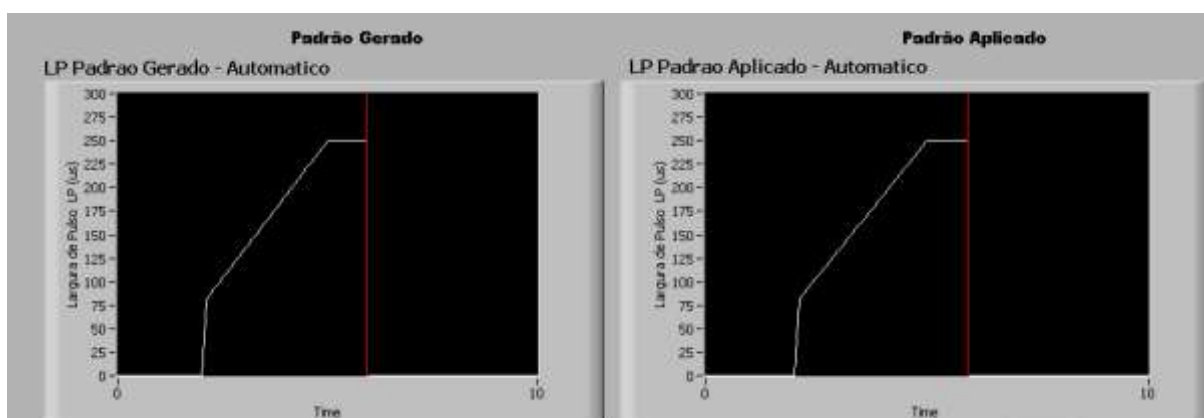
Figura 26 - Botão LP Manual/LP Automático.



Fonte: Elaborada pelo autor.

No modo automático, pré-define-se uma forma de onda e o sistema encarrega-se da aplicação. Para aplicar novamente o estímulo, deve-se pressionar o botão *Reset*. A forma de onda pré-definida pode ser observada em um gráfico, como apresentado na Figura 27.

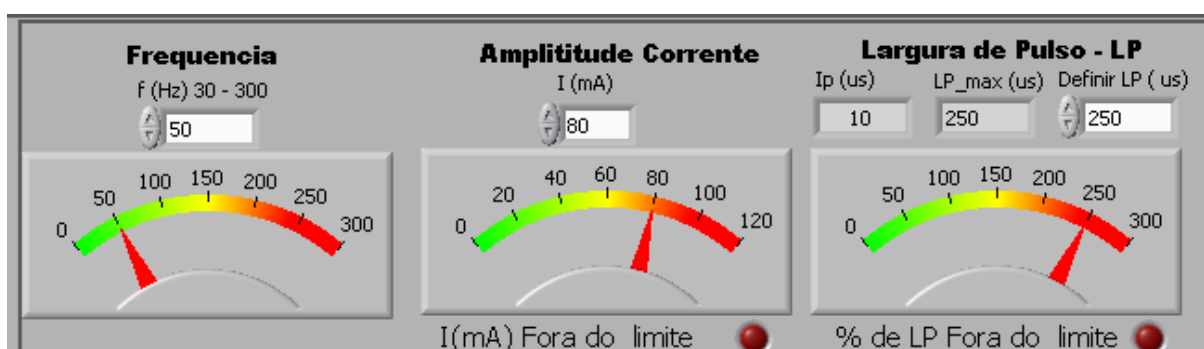
Figura 27 - Gráfico da forma de onda pré-definida.



Fonte: Elaborada pelo autor.

No modo manual, o usuário insere os parâmetros desejados, como frequência, amplitude, duração do pulso, dentre outros. Estes parâmetros podem ser ajustados antes e/ou durante a aplicação dos estímulos. A Figura 28 mostra o campo para o ajuste manual.

Figura 28 - Campo para o ajuste manual.



Fonte: Elaborada pelo autor.

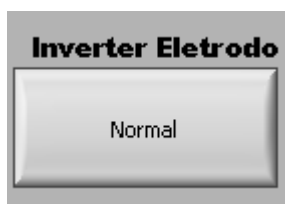
A frequência de estimulação pode ser ajustada de 30 Hz à 300 Hz, a amplitude de 0 a 140 mA (pico à pico) e a largura do pulso de 0 a 300  $\mu$ s, que

representa quanto tempo cada ciclo da forma de onda estará estimulando, ou seja, ciclo positivo e ciclo negativo. Entretanto, essas faixas de trabalho podem ser aumentadas caso necessário.

Foram fixados limites nos controles e na largura de pulso. Foi inserido também um componente de saturação para que nunca se ultrapasse uma porcentagem máxima de 25% de tempo de estimulação, ou seja, no mínimo em 75% do tempo não será aplicada estimulação. Caso o usuário tente inserir um valor acima deste limite, o programa limita a largura de pulso e um indicador aparece alertando o usuário.

Na Figura 29 visualiza-se o botão denominado “Normal/Invertido” que, se posicionado na posição "Normal" a forma de onda se inicia com o ciclo positivo, e quando posicionado "Invertido" a forma de onda se inicia com o ciclo negativo (KOZAN, 2012).

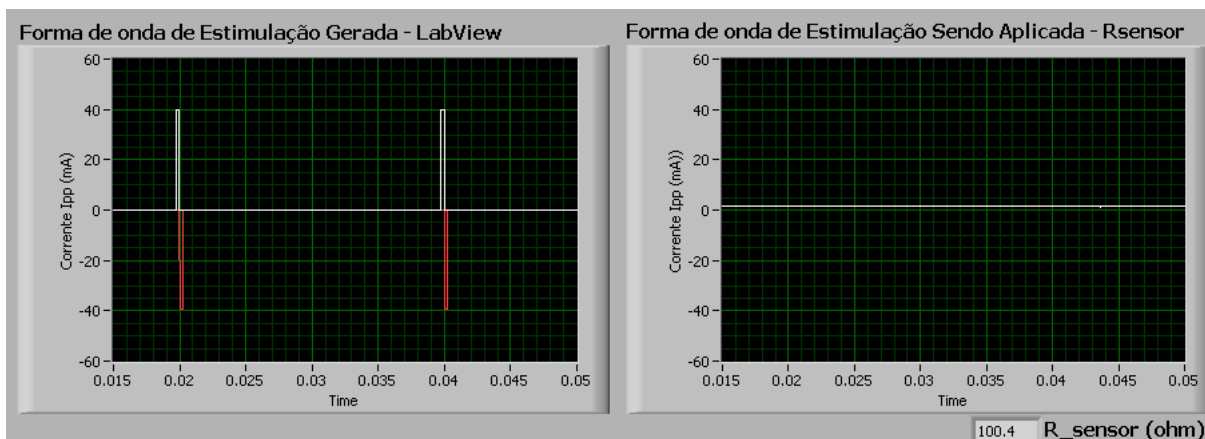
Figura 29 - Botão denominado “Normal/Invertido”.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Depois de ajustados os parâmetros, o usuário pode verificar na tela como será o padrão do estímulo a ser aplicado (Figura 30) e então, via *software*, determinar o momento de aplicar ou interromper o estímulo por meio do botão “Aplicando/Não Aplicando” Figura 31. Este botão não interrompe a aquisição, apenas a aplicação da eletroestimulação.

Figura 30 - Gráfico da forma de onda de estimulação.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 31 - Botão “Aplicando/Não Aplicando”.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Foi inserido no sistema um interruptor físico, denominado "Botão da Tranquilidade", cuja foto pode ser vista na Figura 32.

Figura 32 - Botão da Tranquilidade.



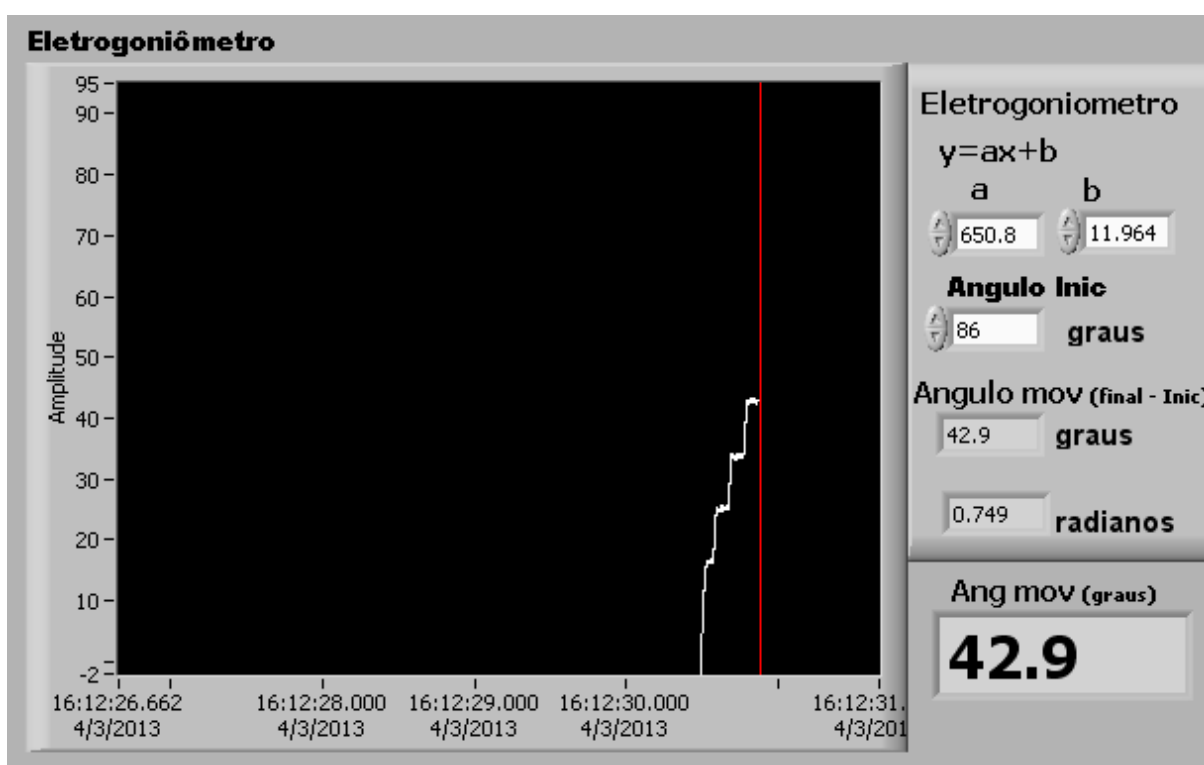
Fonte: Kozan (2012).

Esse botão fica na mão do voluntário que está sendo submetido ao teste. Caso sinta algum desconforto, ou queira interromper o estímulo, por qualquer outro motivo, basta pressionar o interruptor, que o estímulo cessa imediatamente. Um indicador aparece para o usuário avisando que o “Botão da Tranquilidade” foi acionado.

Além dos ajustes dos parâmetros de estimulação, também é possível, por meio de gráficos e de indicadores, monitorar em tempo real a forma de onda de estimulação aplicada, o deslocamento, a velocidade e a aceleração angular durante o experimento (KOZAN, 2012).

Na Figura 33 verifica-se o indicador gráfico do eletrogoniômetro, que será apresentado posteriormente e apresenta a posição angular da perna do voluntário.

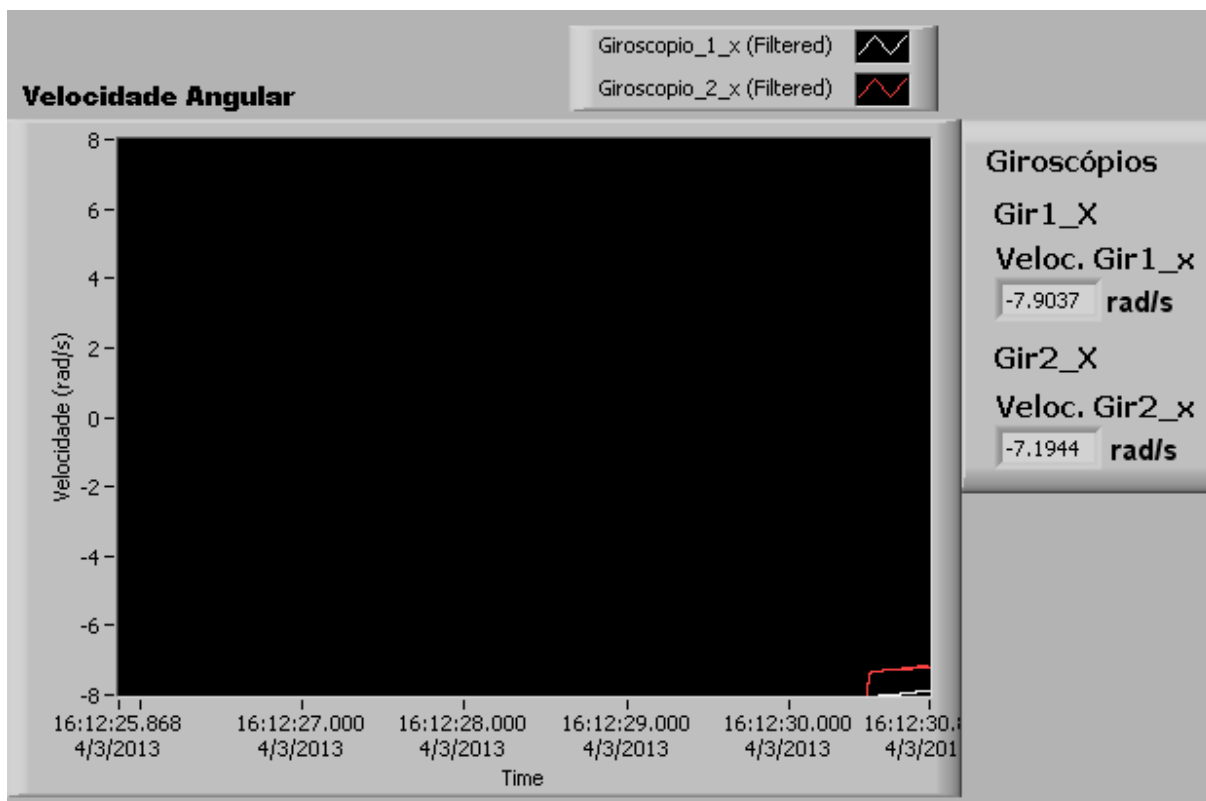
Figura 33 - Indicador gráfico do eletrogoniômetro.



Fonte: Elaborada pelo autor.

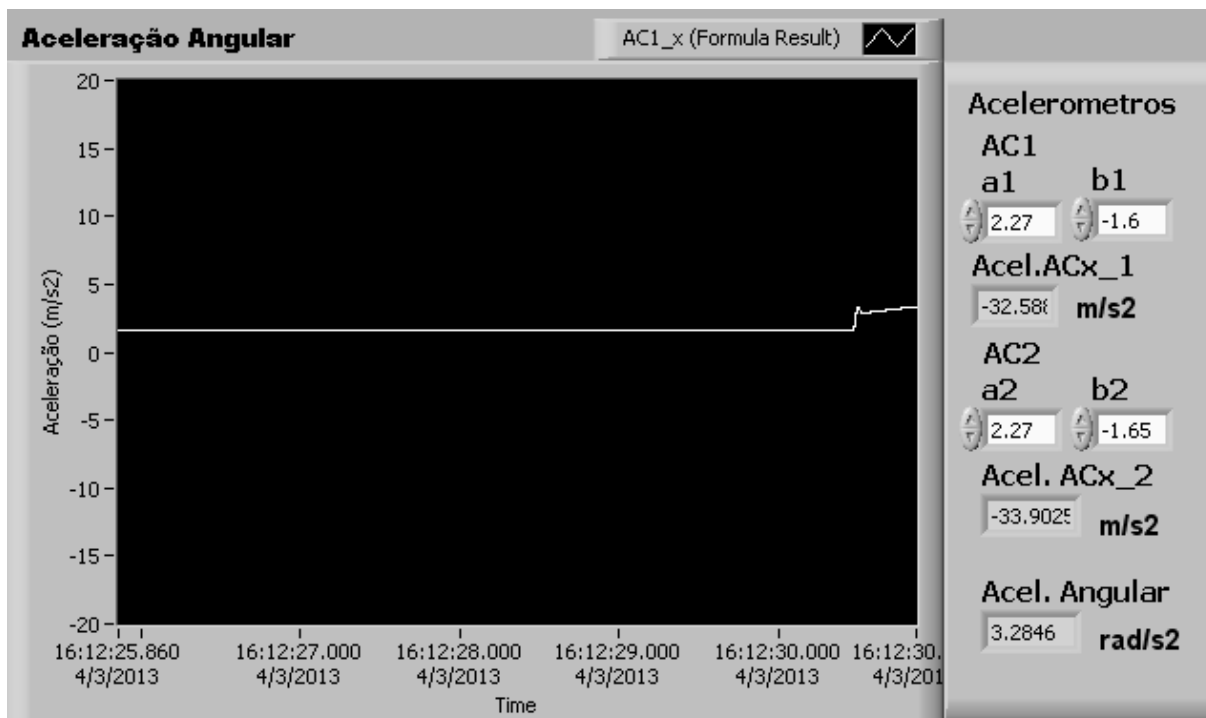
Na Figura 34 e 35 visualiza-se respectivamente o indicador gráfico do giroscópio, responsável pela velocidade, e acelerômetro que mensura a aceleração angular, ambos serão apresentados posteriormente.

Figura 34 - Indicador gráfico do giroscópio.



Fonte: Elaborada pelo autor.

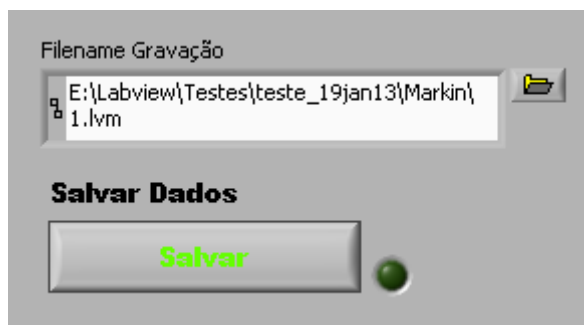
Figura 35 - Indicador gráfico do acelerômetro.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Foi também inserido um botão (Figura 36) que permite ao usuário salvar os dados experimentais.

Figura 36 - Botão “Salvar Dados”.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Assim sendo, com a elaboração dessa interface, o usuário tem controle sobre o experimento, podendo intervir da forma que achar necessária e monitorar todas as grandezas que estão sendo verificadas.

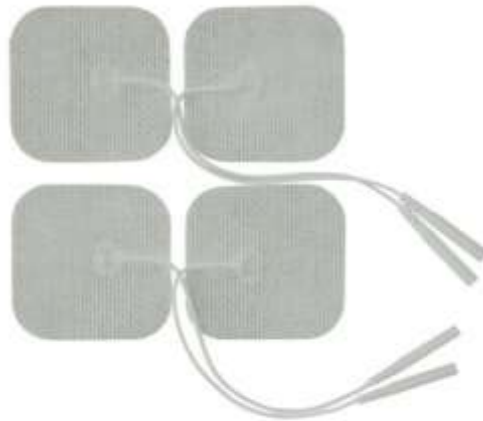
Essa interface traz boas perspectivas de trabalho, podendo ser útil para diversas pesquisas nas áreas de *Funcional Electrical Stimulation (FES)* e estudos da biomecânica uma vez que foram utilizadas apenas sete entradas analógicas de um total de 32. Sendo assim, o sistema ainda é capaz de receber novos dispositivos, caso se faça necessário, como por exemplo, sinais de eletromiografia (EMG) e mecanomiografia (MMG) (KOZAN, 2012).

Além disso, o *software* LabVIEW possui diversos blocos prontos, como: Aquisição de Imagem, Animação de Imagens, Redes Neurais Artificiais, Controladores Fuzzy e Identificação de Sistemas *on-line*. Esses blocos podem ser inseridos futuramente para aprimorar ainda mais a plataforma de testes (KOZAN, 2012).

### 2.2.8 Eletrodos

Foram utilizados eletrodos com superfície de gel, que têm maior aderência e dispensam a utilização de gel condutor à base de água. Na Figura 37 mostra-se uma foto de um par de eletrodos da marca Valutrode.

Figura 37 - Eletrodos com superfície de gel 5x5 cm.



Fonte: Eletrodo (2013)

O tamanho do eletrodo é muito importante na eletroestimulação, pois a densidade de corrente aplicada é inversamente proporcional à área de contato. Quanto maior a área do eletrodo, menor será a densidade de corrente e, conseqüentemente, serão minimizadas as irritações na região onde os eletrodos são posicionados (SANCHES, 2013).

### 2.2.9 Sensores

#### 2.2.9.1 Goniometria

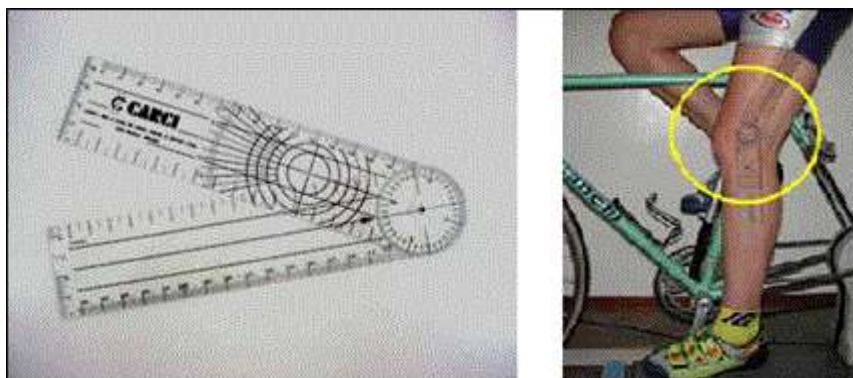
O termo provém da junção das palavras gregas “gônio”, que significa ângulo, e “metria,” que significa medida (SILVA, 2007).

A Goniometria teve seu início na década de 1920 (JOHNSTON, 2003). É a técnica de medição de ângulos, sendo muito utilizada na prática de fisioterapia para quantificar a limitação dos ângulos articulares, decidir a intervenção mais adequada e, ainda, documentar a eficácia da intervenção (LADOUCEUR, 2000).

A amplitude angular de movimento que uma determinada articulação consegue realizar constitui uma função morfológica, não só da articulação, mas também da cápsula e dos ligamentos, assim como dos músculos ou tendões que atravessem essa mesma articulação (SANCHES, 2013).

O goniômetro, ou artrômetro, é um instrumento que pode possuir diversos tamanhos e formas. Ele possibilita obter informações específicas sobre o movimento articular, e pode ser aplicado em quase todas as articulações. Assemelha-se a um transferidor, com dois braços longos, sendo um considerado fixo e o outro móvel, como pode ser visualizado na Figura 38.

Figura 38 - Goniômetro universal e uma aplicação em um ciclista.



Fonte: Silva (2007).

### 2.2.9.2 Eletrogoniômetro

Devido à necessidade de se medir o deslocamento angular de forma automática, durante a aplicação de estímulos, utilizou-se um eletrogoniômetro resistivo, modelo NIP 01517.0001, da Lynx. Na Figura 39 mostra-se uma foto do eletrogoniômetro.

Figura 39 - Eletrogoniômetro resistivo utilizado.

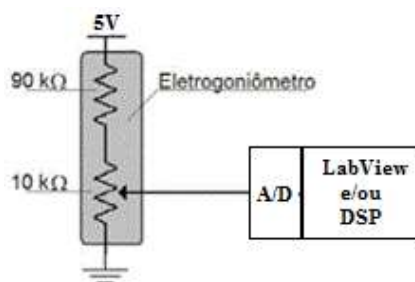


Fonte: Sanches, 2013.

Um eletrogoniômetro é muito semelhante ao goniômetro, porém, produz um sinal elétrico proporcional ao ângulo entre suas hastes, de forma que possa ser captado por um sistema de aquisição de dados (SILVA, 2007). Internamente, trata-se de um divisor de tensão com uma resistência fixa e outra variável.

A Figura 40 apresenta o esquema interno do eletrogoniômetro.

Figura 40 - Circuito interno do eletrogoniômetro.

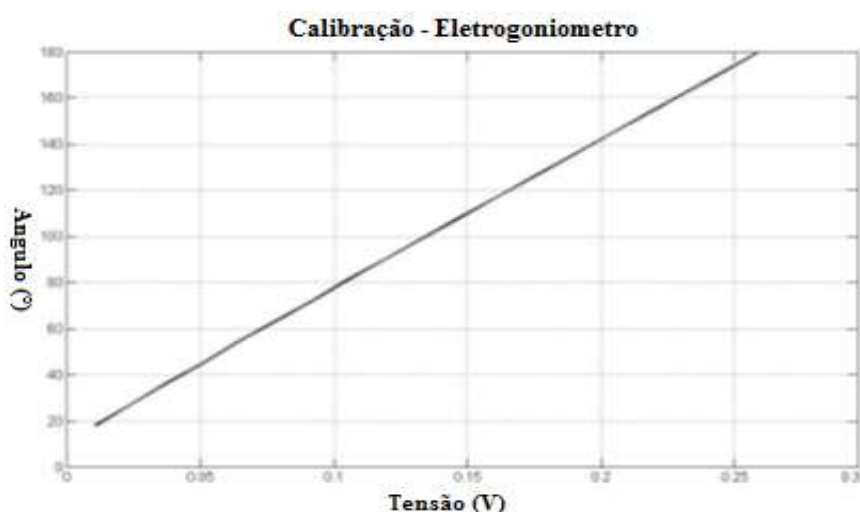


Fonte: Sanches, 2013.

A calibração do eletrogoniômetro foi realizada fixando uma haste em uma base fixa e a outra no eixo de um motor de passo. Cada passo do motor em questão varia  $0.9^\circ$ . Desta forma, obteve-se a variação de tensão correspondente a cada ângulo, iniciando em  $20^\circ$  e finalizando em  $180^\circ$  aproximadamente.

Por uma grande faixa, a variação da resistência ocorre linearmente, conforme se varia o ângulo entre as hastes externas do eletrogoniômetro, como pode ser visualizado no gráfico da Figura 41.

Figura 41 - Gráfico da tensão produzida pelo eletrogoniômetro em função do ângulo.



Fonte: Kozan, 2012.

Foi possível encontrar a função que relaciona a variação de tensão do eletrogoniômetro com a variação angular realizada pelo deslocamento da haste.

O sinal de tensão do eletrogoniômetro é digitalizado por meio da placa PCIe6163, e/ou pelo DSP.

### 2.2.9.3 Giroscópios

A velocidade angular foi monitorada por meio de giroscópios modelo LPR510AL, da ST Microelectronics.

Esse modelo, de acordo com o fabricante, possui uma tensão de saída igual a 1,23 V quando a velocidade é nula e tem uma sensibilidade de 2,5 mV/°/s, ou seja, a cada variação de velocidade de 1°/s, a tensão de saída varia 2,5 mV.

O giroscópio adquirido vem em uma placa de circuito impresso que possui filtros e regulador de tensão. O conjunto pode ser observado na Figura 42.

Figura 42 - Conjunto com o giroscópio modelo LPR510AL.

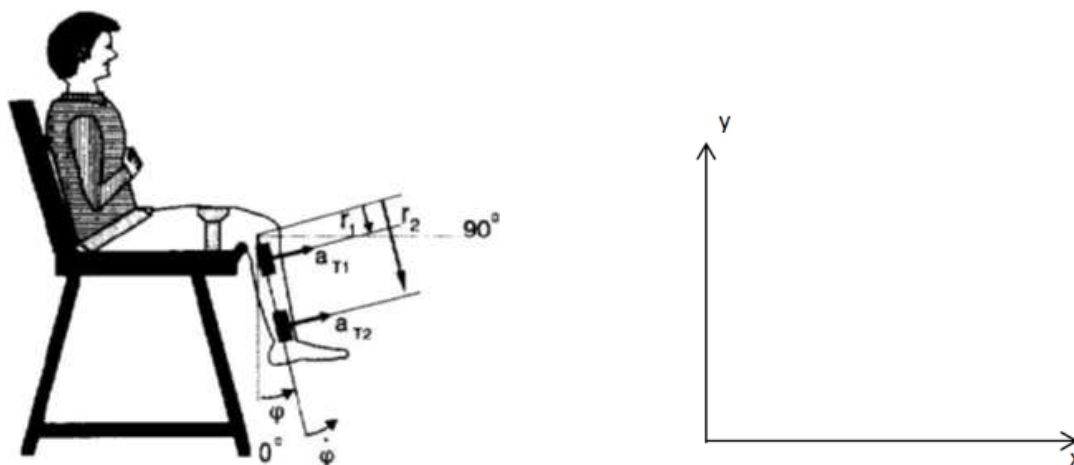


Fonte: Shop, 2012.

#### 2.2.9.4 Acelerômetros

Para o monitoramento da aceleração angular, foram utilizados dois acelerômetros, posicionados conforme ilustrado na Figura 43.

Figura 43 - Ilustração do posicionamento dos acelerômetros.



Fonte: Franken, 1993.

Os acelerômetros foram posicionados de forma a monitorar a aceleração no sentido do eixo X. Desta forma, a cada instante, com a variação angular do movimento, estarão medindo a aceleração tangencial ao movimento que ao ser dividida pelo raio, ou seja, a distância entre o eixo de rotação e o local no qual o acelerômetro está posicionado, obtém-se a aceleração angular do movimento (FRANKEN, 1993).

O uso de dois acelerômetros se justifica devido ao fato que o dispositivo, mesmo parado, mede a aceleração gravitacional sobre os seus eixos. Utilizando-se dois acelerômetros, pode-se subtrair o valor da aceleração tangencial um do outro, eliminando assim a componente estática indesejada, e evidenciando apenas a aceleração dinâmica relativa ao movimento que está sendo executado (SANCHES, 2013), de acordo com a demonstração apresentada nas equações (2), (3) e (4).

$$\alpha_{t1} = g * \text{sen}(\theta) + \alpha * r_1 \quad (2)$$

$$\alpha_{t2} = g * \text{sen}(\theta) + \alpha * r_2 \quad (3)$$

$$\alpha = \frac{(\alpha_{t1} - \alpha_{t2})}{(r_1 - r_2)} \quad (4)$$

Sendo  $\alpha_{t1}$  a aceleração tangencial ao movimento em relação ao acelerômetro 1,  $\alpha_{t2}$  a aceleração tangencial ao movimento em relação ao acelerômetro 2,  $\theta$  o deslocamento angular,  $r_1$  o raio do acelerômetro 1,  $r_2$  o raio do acelerômetro 2 e  $\alpha$  a aceleração angular durante o movimento.

Os acelerômetros utilizados são do modelo MMA7341L da *Freescale*, instalados sobre uma placa de circuito impresso que possui filtros e um regulador de tensão. O conjunto pode ser observado na Figura 44.

Figura 44 - Conjunto com o acelerômetro modelo MMA7341L.



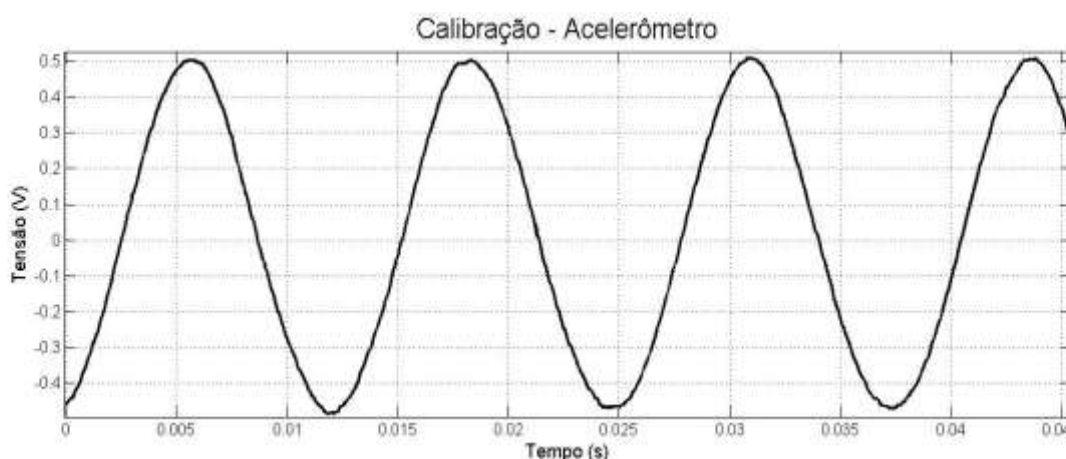
Fonte: Shop (2012).

Os acelerômetros foram configurados para funcionarem com sensibilidade de  $\pm 3$  g, ou seja, 440 mV/g, de acordo com as especificações do fabricante.

A calibração dos acelerômetros foi realizada posicionando-os sobre um calibrador de acelerômetros da fabricante PCB, modelo 394B06, que oscila de forma senoidal, com frequência de 79.6 Hz e com uma aceleração de 1g rms, cedido pelo Laboratório de Acústica e de Vibrações do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia, Campus de Ilha Solteira.

Na Figura 45 pode-se observar o sinal sem *offset* obtido durante a calibração.

Figura 45 - Sinal durante a calibração do acelerômetro.



Fonte: Kozan (2012).

Sabe-se que o valor eficaz do sinal, ou seja, 0,354 V, deve corresponder à 1g. Desta forma, tem-se o fator de calibração, ou seja, multiplicar por uma constante igual a 2,82.

### 2.2.9.5 Cadeira Ergonômica

Para a realização dos testes, foi necessária a confecção de uma estrutura que pudesse comportar todos os sensores e também posicionar adequadamente o voluntário submetido ao teste.

Essa estrutura foi denominada de “Cadeira Ergonômica”, instrumentada em nosso laboratório, Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB).

Uma foto da cadeira ergonômica é apresentada na Figura 46.

Figura 46 - Foto da cadeira ergonômica.



Fonte: Sanches (2013).

A cadeira permite diversas regulagens, como afastamento e angulação do encosto, posicionando o tronco. Em sua frente, há uma parte móvel que ajuda a elevar a parte distal da coxa, posicionando o joelho. Os pés são reguláveis para sanar pequenos desníveis no piso e pode-se fazer um ajuste mais fino no posicionamento da barra instrumentada.

Os sensores de posição, de velocidade e de aceleração são fixados em um conjunto denominado “Barra Instrumentada”. Este conjunto é composto por duas hastes, uma fixa e outra móvel. A haste fixa fica sempre na posição horizontal, paralela ao segmento ósseo da coxa. A parte móvel fica paralela ao segmento ósseo

da canela, e será movimentada sempre que o indivíduo movimentar o complexo canela-pé.

O eletrogoniômetro é fixado em dois pontos, um na haste fixa e o outro na haste móvel. O eixo de rotação do eletrogoniômetro fica alinhado com o eixo de rotação da barra.

Os acelerômetros e giroscópios são fixados em dois pontos ao longo da haste móvel, denominados de “Bloco sensor”.

Na Figura 47 pode-se ver uma foto com vista frontal à barra instrumentada.

Figura 47 - Vista frontal à barra instrumentada.



Fonte: Sanches (2013).

Foi projetado um contra peso com a finalidade de equilibrar as forças exercidas em ambos os lados do eixo de rotação da barra instrumentada. Havendo este equilíbrio, a barra não exerce força na canela. Sem o contra peso, a barra exerce uma força em oposição ao movimento da perna quando ela faz um movimento para cima e soma uma força quando o movimento é para baixo.

Na Figura 48 verifica-se a vista superior da barra instrumentada.

Figura 48 - Vista superior da barra instrumentada.



Fonte: Sanches (2013).

Com a elaboração dessa estrutura, em conjunto com todos os sensores, tem-se uma plataforma versátil, que pode ser utilizada não só para testes com FES, mas também, para outros experimentos que envolvam observação dos movimentos dos membros inferiores.

#### **2.2.9.6 Calibração dos Sensores da Cadeira Ergonômica**

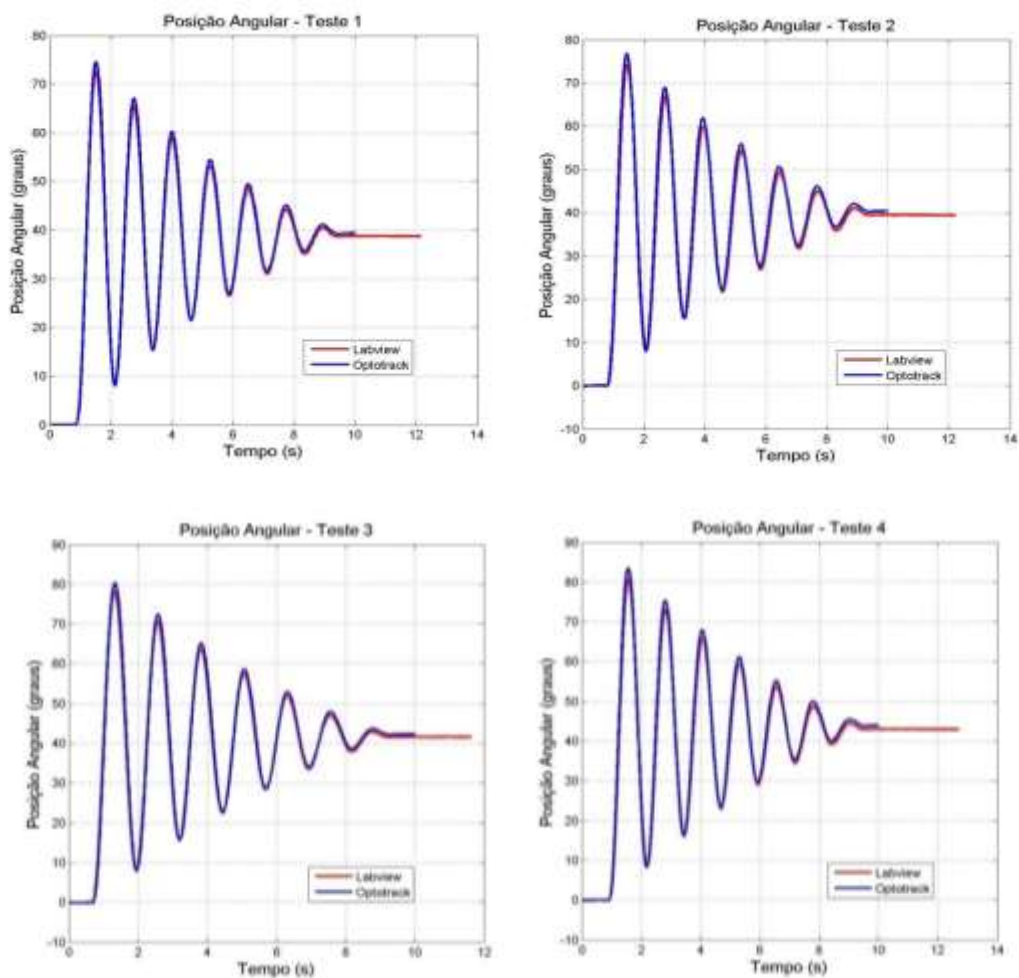
Para verificar a calibração dos sensores que compõem o sistema, foram realizados alguns testes na Universidade Cruzeiro do Sul (UNICSUL), Campus da Liberdade, São Paulo, juntamente com o grupo de Ciências do Movimento Humano, no Laboratório de Análise de Movimento (LAM).

Os testes consistiram em realizar movimentos com a barra instrumentada e fazer simultaneamente um registro com o aparelho comercial e com o sistema desenvolvido em LabVIEW. O equipamento comercial utilizado foi o OPTOTRACK. Este equipamento faz registro de deslocamento utilizando infravermelho. Têm precisão de décimos de milímetros segundo dados do fabricante.

Um dos testes realizados consistia em elevar a haste móvel da barra instrumentada a uma determinada posição e depois, liberá-la para que se movimentasse como um pêndulo.

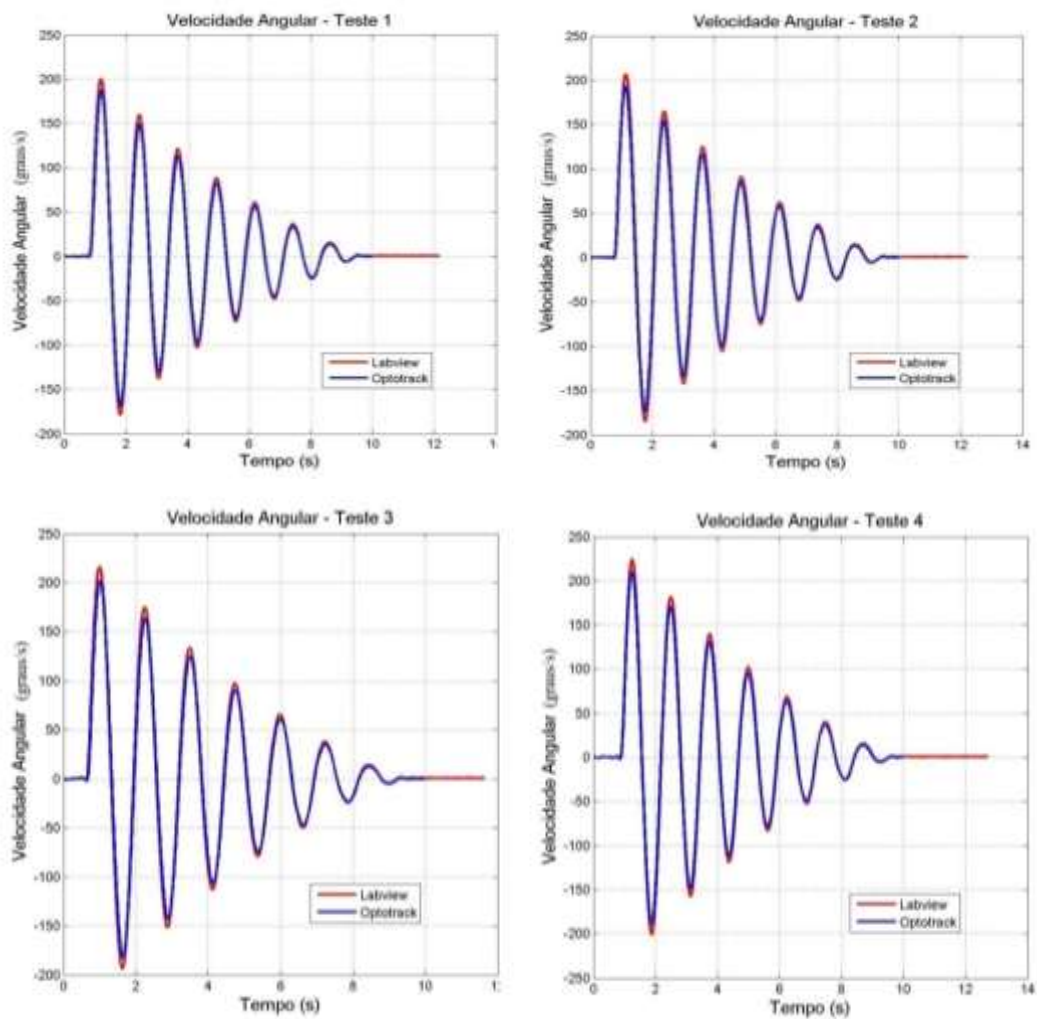
Nas Figuras 49, 50 e 51 pode-se verificar os resultados de quatro testes de deslocamento angular, velocidade angular e aceleração angular, todos registrados pelo equipamento comercial e pelo LabVIEW.

Figura 49 - Testes de deslocamento angular.



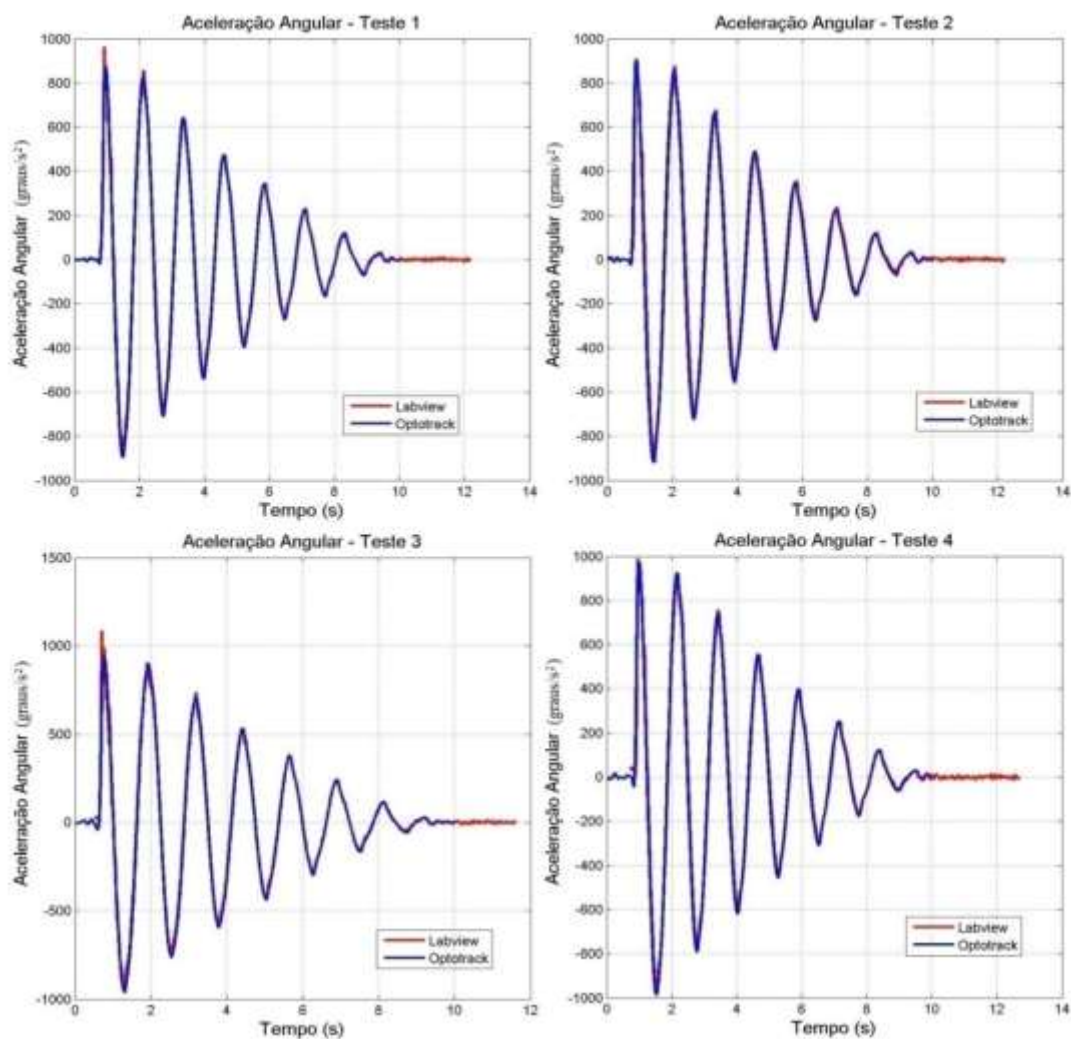
Fonte: Sanches (2013).

Figura 50 - Testes de velocidade angular.



Fonte: Sanches (2013).

Figura 51 - Testes de aceleração angular.



Fonte: Sanches (2013).

Como se pôde observar pelas figuras, os resultados do aparelho comercial e do LabVIEW, praticamente se sobrepõem. Os resultados obtidos com o sistema implementado foram, portanto, satisfatórios.

### 2.2.10 Procedimento experimental

Realizaram-se testes e medições de forma a comparar os circuitos. As medições foram feitas de forma indireta, ou seja, medindo-se uma tensão em cima de resistores conhecidos.

Observou-se a corrente em dois ramos, no gerador, responsável por gerar a corrente que será espelhada na carga, e no ramo de carga, que aplica a eletroestimulação no músculo.

No ramo gerador do circuito MM1 e MM2, mediu-se a corrente no resistor  $R_{11}$  e no MM3, em  $R_{11}$  e  $R_{14}$ , pois este circuito é composto por dois ramos geradores.

No ramo de carga a corrente é medida em cima do  $R_{sensor}$ .

Utilizou-se um microcontrolador DSPIC para gerar o sinal lógico na entrada do circuito formador de onda.

Na Tabela 1 pode-se observar os valores utilizados nos procedimentos.

Tabela 1 - Parâmetros utilizados no procedimento 1.

<b>Circuitos</b>	<b>Tensão DSPIC (V<sub>pp</sub>)</b>	<b>R11 Geração (<math>\Omega</math>)</b>	<b>R13 Geração (<math>\Omega</math>)</b>	<b>Rsensor Carga (<math>\Omega</math>)</b>
MM1	6,55	32,6	-	100,17
MM2	6,55	32,73	-	100,43
MM3	6,55	50,5	50,96	100,26

Fonte: Elaborada pelo autor.

Devido ao fato do sinal apresentar alguns picos de ruído, para não se incorrerem erros, utilizou-se um cursor para efetuar as medições.

Para este teste, utilizou-se um resistor de  $1k\Omega$  representando o músculo a ser estimulado.

Foram empregados dois procedimentos distintos para a realização dos testes.

No primeiro, fixou-se a tensão de geração, proveniente do Microcontrolador DSPIC, no valor de  $6,55 V_{pp}$ , variou-se então o potenciômetro, do ramo de geração, de seu valor máximo ao mínimo, passando por dois valores intermediários.

No segundo, fixou-se o potenciômetro no seu valor mínimo, e variou-se a tensão. Esta variação foi gerada utilizando um divisor de tensão resistivo. Foram

feitas cinco medições para cada circuito, variando entre o valor máximo e o mínimo do divisor de tensão.

## 2.3 Resultados e Discussão

### 2.3.1 Circuitos MM1, MM2, MM3

Na Figura 52 pode-se verificar um sinal gerado pelo equipamento desenvolvido. Observa-se um sinal retangular, bifásico e balanceado, como o esperado.

Figura 52 - Sinal gerado pelo EENM.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Na Tabela 2 são apresentados os resultados do primeiro procedimento, onde se fixou a tensão de geração e variou-se o potenciômetro.

Tabela 2 - Valores de corrente para a geração máxima e mínima, DSP fixo.

<b>Circuitos 1ª Medida</b>	<b>Min. Geração (mA<sub>pp</sub>)</b>	<b>Min. Carga (mA<sub>pp</sub>)</b>
MM1	6,13	6,46
MM2	11,64	11,47
MM3	26,61	26,19
<b>Circuitos 2ª Medida</b>	<b>Inter. Geração (mA<sub>pp</sub>)</b>	<b>Inter. Carga (mA<sub>pp</sub>)</b>
MM1	32,58	33,87
MM2	31,87	30,87
MM3	62,57	63,34
<b>Circuitos 3ª Medida</b>	<b>Inter. Geração (mA<sub>pp</sub>)</b>	<b>Inter. Carga (mA<sub>pp</sub>)</b>
MM1	67,18	69,88
MM2	71,49	70,31
MM3	95,05	93
<b>Circuitos 4ª Medida</b>	<b>Max. Geração (mA<sub>pp</sub>)</b>	<b>Max. Carga (mA<sub>pp</sub>)</b>
MM1	106,13	114,55
MM2	102,96	102,81
MM3	121,78	121,56

Fonte: Elaborada pelo autor.

Pela análise dos resultados obtidos na Tabela 2 pode-se verificar o correto funcionamento dos espelhos de corrente, pois quando se aplicou uma corrente no ramo de geração, obteve-se uma replicação similar no ramo de carga.

Dessa forma, por sua característica, o espelho de corrente possibilita uma variação de carga sem gerar carregamento, além de produzir, de forma satisfatória, no ramo de carga, uma corrente similar à encontrada no ramo de geração.

A corrente no ramo de geração é determinada pelo quociente entre a tensão aplicada e a resistência do ramo. Portanto, essa grandeza pode ser variada a partir desses dois parâmetros.

Se no primeiro teste, com o intuito de analisar o comportamento do espelho de corrente, variou-se a resistência do ramo, no segundo, variou-se a tensão aplicada no ramo de geração, fixando o potenciômetro para produzir a máxima amplitude. O sinal do DSPIC continuou a ser aplicado nos terminais T1+ e T1-.

O resultado pode ser visto na Tabela 3.

Tabela 3 - Valores de corrente para a geração máxima e mínima, potenciômetro fixo.

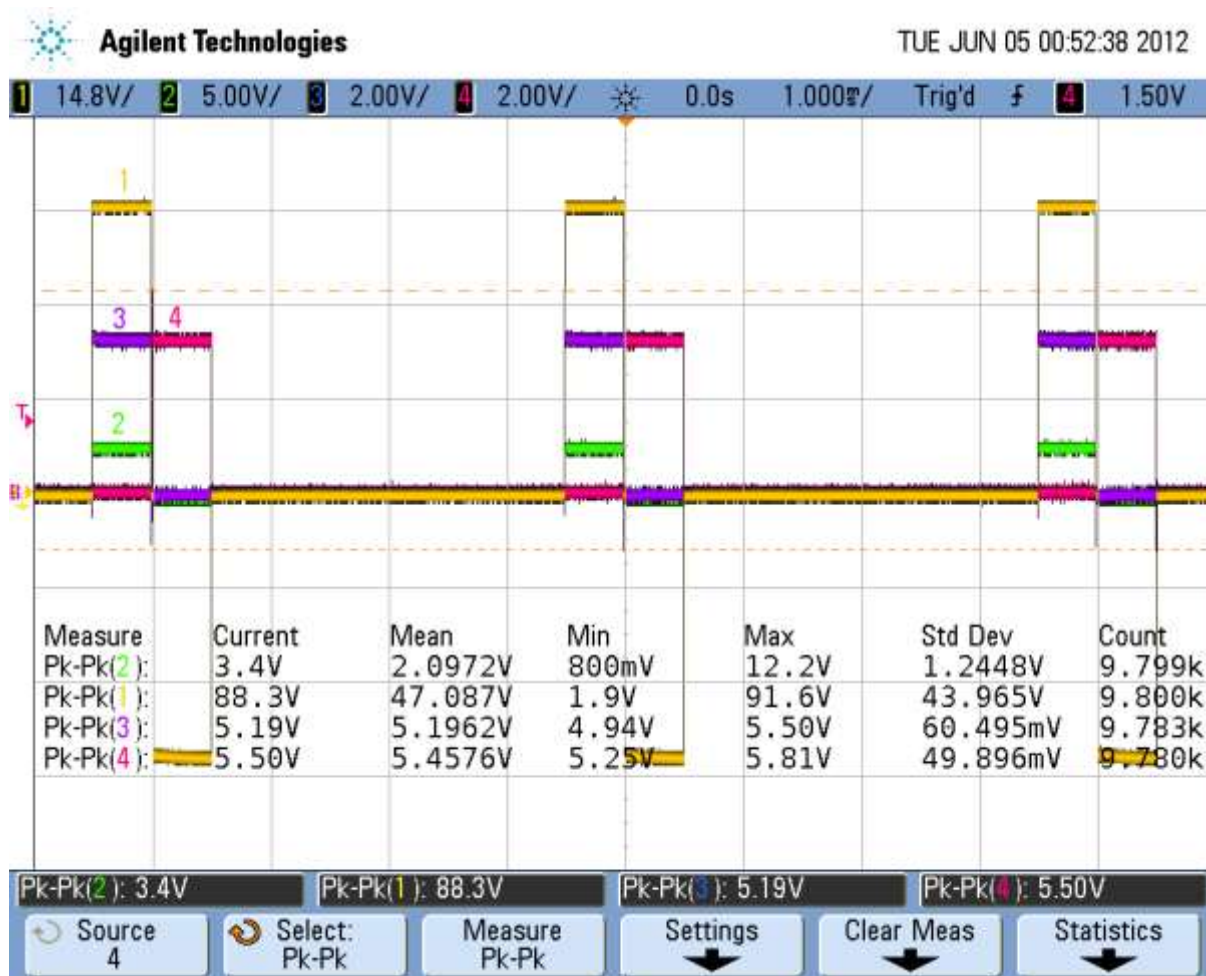
<b>Circuitos 1ª Medida</b>	<b>Tensão_min DSPIC(<math>V_{pp}</math>)</b>	<b>Geração (<math>mA_{pp}</math>)</b>	<b>Carga (<math>mA_{pp}</math>)</b>
MM1	1,425	4,29	4,09
MM2	0,59	8,55	8,09
MM3	0,6	11,93	11,52
<b>Circuitos 2ª Medida</b>	<b>Tensão_int.DSPIC (<math>V_{pp}</math>)</b>	<b>Geração (<math>mA_{pp}</math>)</b>	<b>Carga (<math>mA_{pp}</math>)</b>
MM1	2,60	18,25	17,43
MM2	1,19	17,93	17,00
MM3	1,03	20,30	19,61
<b>Circuitos 3ª Medida</b>	<b>Tensão_int.DSPIC (<math>V_{pp}</math>)</b>	<b>Geração (<math>mA_{pp}</math>)</b>	<b>Carga (<math>mA_{pp}</math>)</b>
MM1	3	40,49	39,21
MM2	2,05	30,55	29,32
MM3	2,025	39,41	38,65
<b>Circuitos 4ª Medida</b>	<b>Tensão_int.DSPIC (<math>V_{pp}</math>)</b>	<b>Geração (<math>mA_{pp}</math>)</b>	<b>Carga (<math>mA_{pp}</math>)</b>
MM1	4,7	83,43	79,13
MM2	4,06	62,24	60,24
MM3	4	79,21	77,75
<b>Circuitos 5ª Medida</b>	<b>Tensão_max.DSPIC(<math>V_{pp}</math>)</b>	<b>Geração (<math>mA_{pp}</math>)</b>	<b>Carga (<math>mA_{pp}</math>)</b>
MM1	5,44	106,13	103,92
MM2	5,075	92,78	90,77
MM3	5,9	117,23	113,42

Fonte: Elaborada pelo autor.

Como esse sinal de entrada é aplicado no amplificador diferença e depois pelos conversores V/I, o funcionamento do circuito formador de onda pode ser analisado segundo os resultados apresentados na Tabela 3.

Comparando os valores de corrente na geração de carga e analisando a Figura 53 verificou-se uma atuação satisfatória do diferenciador e conversores V/I, pois o sinal não foi distorcido e não apresentou variações significativas de amplitude e de largura de pulso, que são os parâmetros mais relevantes da onda.

Figura 53 - Sinal utilizado para a aquisição dos resultados contidos na Tabela 3



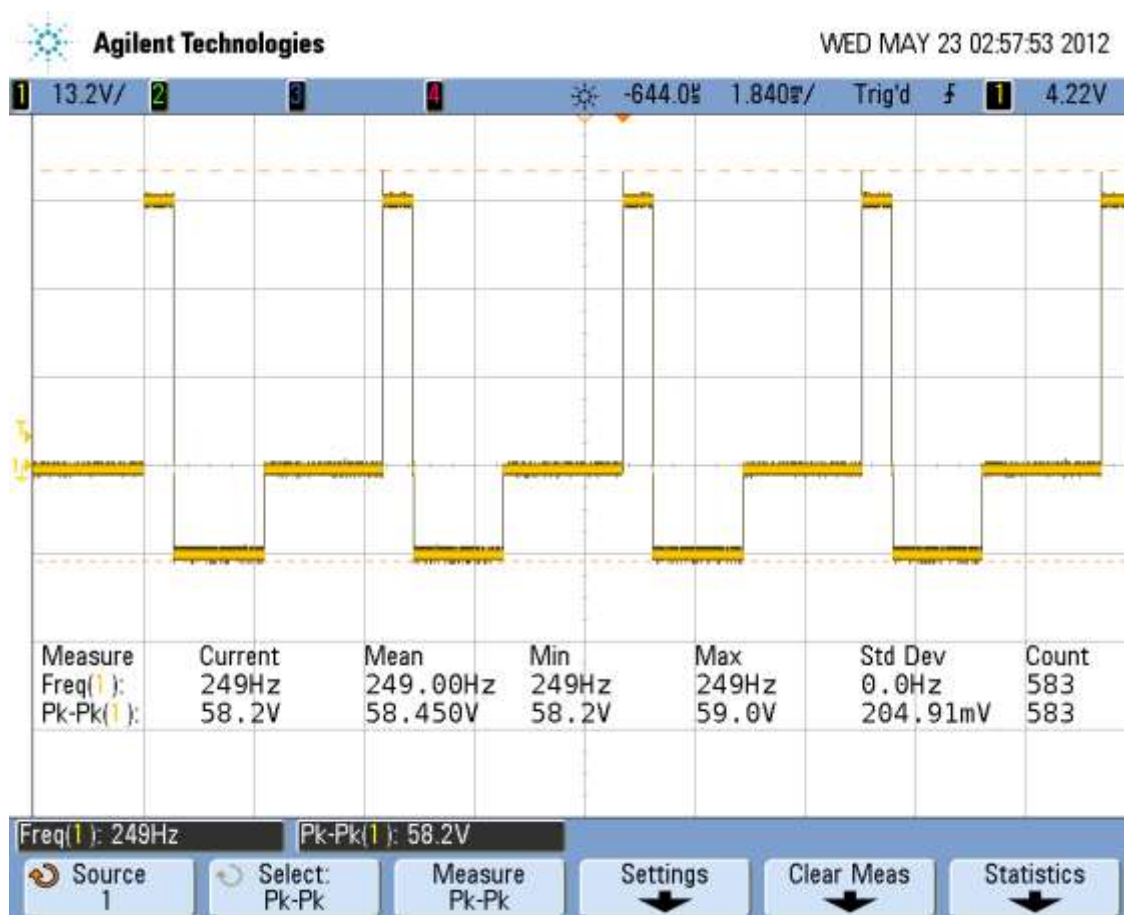
Fonte: Elaborada pelo autor.

Na Figura 53 o sinal de maior amplitude denominado 1, corresponde à onda no ramo de carga, o 2 no ramo de geração, 3 e 4 ao pulso gerado pelo DSPIC. A amplitude dos sinais foi mensurada utilizando os cursores.

Observou-se no circuito MM2 o efeito de corrida térmica ocasionado pela retirada dos resistores  $R_9$  e  $R_{10}$ . Sendo assim, eles se mostraram importantes para a limitação da corrente entre os emissores de  $Q_P$  e  $Q_N$ .

Como o circuito MM3 é capaz de controlar o pulso negativo e o positivo de forma independente, ele pode ser utilizado em diferentes aplicações com amplitudes distintas sem deixar de ser balanceado. O resultado pode ser observado na Figura 54.

Figura 54 - Circuito MM3, sinal balanceado assimétrico.



Fonte: Elaborada pelo autor.

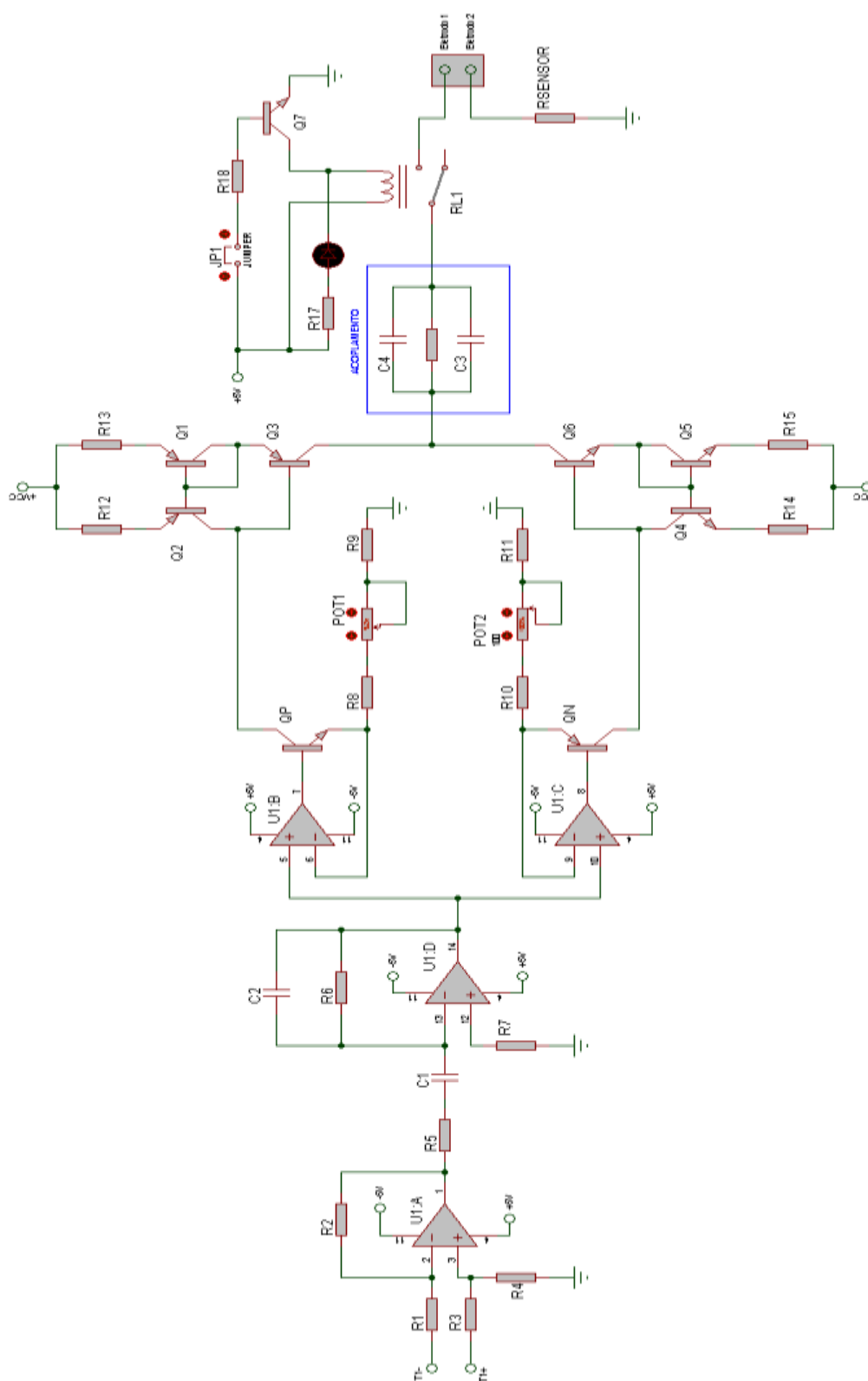
Verifica-se que mesmo com diferentes amplitudes, a energia aplicada em cada sentido (positivo e negativo) é a mesma, uma vez que a largura de pulso compensa a diferença de magnitude.

## 2.3.2 Aprimoramento do circuito

### 2.3.2.1 Circuito MM3 V2

Após se constatar o bom funcionamento dos circuitos, efetuou-se alguns aprimoramentos na configuração MM3, visando minimizar ruídos e proteger o circuito contra níveis DC. Esse *layout* final foi chamado de MM3 V2 que pode ser visualizado na Figura 55.

Figura 55 - Esquemático do circuito MM3 V2.



Fonte: Sanches (2013).

Verifica-se que na saída do amplificador diferença, conectou-se um filtro passa faixa (FPF), com frequências de corte de 10 Hz e 3 kHz, com a finalidade de barrar a passagem de sinais DC (contínuo), permitir a passagem dos pulsos gerados pelo circuito lógico e também filtrar ruídos de alta frequência.

Inseriu-se também um relé de proteção na saída do circuito. Desta forma, caso ocorra uma falta na alimentação, o componente desacopla imediatamente o voluntário do sistema.

Para gerar correntes maiores que 140 mA para cargas de até 1,3 k $\Omega$  e manter o circuito atuando como espelho de corrente, faz-se necessário uma alimentação de tensão  $V_{CC}$  relativamente alta para polarizar o circuito.

Para assegurar o bloqueio de tensão reversa aplicada sobre o transistor bipolar de junção (TBJ) e também dispor de uma grande faixa ativa em  $V_{be}$ , foi utilizado em  $Q_3$ ,  $Q_N$ ,  $Q_6$  e  $Q_P$ , transistores cuja tensão reversa máxima é superior a 300 V e corrente de coletor de 500 mA.

Na Figura 56 pode-se observar uma foto do circuito de um canal do eletroestimulador.

Figura 56 - Foto do circuito de um canal do eletroestimulador.

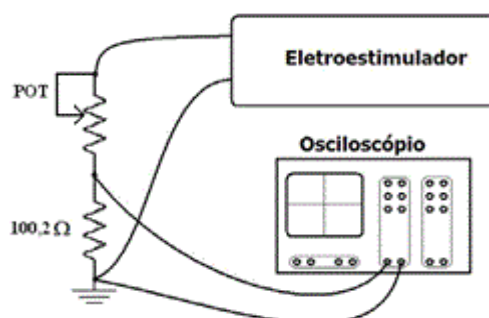


Fonte: Sanches (2013).

### 2.3.2.2 Caracterização do Circuito

Com o objetivo de observar o comportamento da corrente de saída dos espelhos, em função da carga e frequência, conectou-se um resistor e um potenciômetro como carga e monitorou-se a corrente de saída com um osciloscópio digital Tektronix, modelo TDS 2014, conforme ilustrado na Figura 57.

Figura 57 - Arranjo para medir a corrente no circuito.



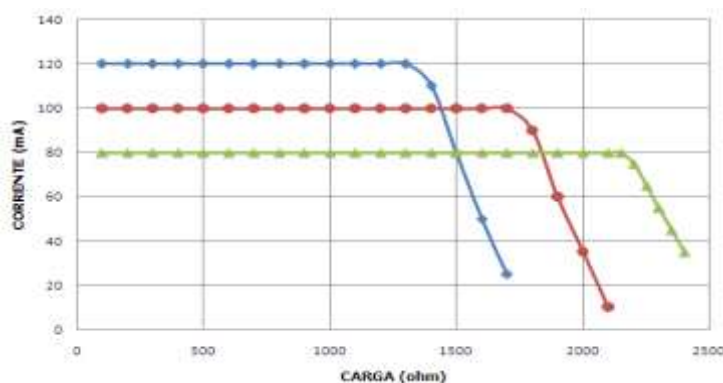
Fonte: Modificada de Silva (2007).

Como se pode observar, o valor da corrente foi determinado de forma indireta, medindo-se o valor de tensão sobre um resistor de 100,2 Ω.

Para verificar a corrente em função da carga, foram ajustadas diferentes amplitudes, mantendo-se a corrente fixa, variando-se apenas a resistência.

Na Figura 58 está ilustrado um gráfico relacionando a corrente em função da carga.

Figura 58 - Corrente de saída em função da carga.



Fonte: Junqueira (2011).

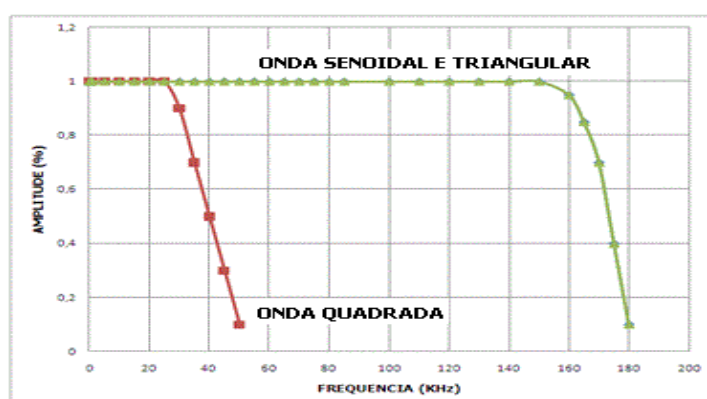
Por meio do gráfico, verifica-se que o estágio de saída fornece uma faixa de corrente constante para determinados valores de carga.

Com a utilização de um gerador de sinais Minipa, modelo MFG4210, aplicou-se um sinal, cuja frequência foi variada, para assim determinar a faixa de frequência que pode operar o estágio de potência, sem distorção da saída em relação ao sinal de entrada.

Verificou-se que o circuito opera até 160 kHz, sem apresentar distorções para as formas de onda senoidal e triangular. Para a forma de onda quadrada, pequenas distorções ocorrem a partir de 25 kHz.

Na Figura 59 está representado o sinal de saída em função da frequência.

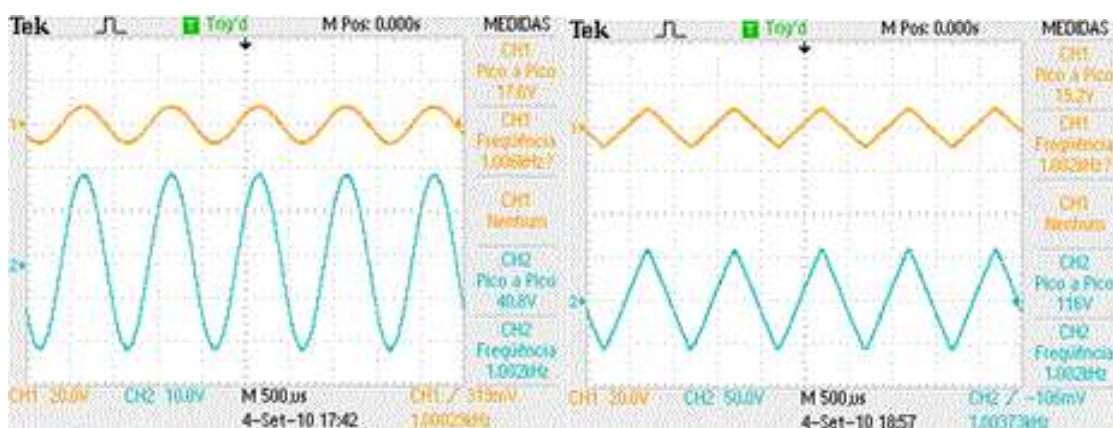
Figura 59 - Sinal de saída em função da frequência.



Fonte: Junqueira (2011).

Na Figura 60 são mostradas duas formas de onda, senoidal e triangular, com frequências até 160 kHz.

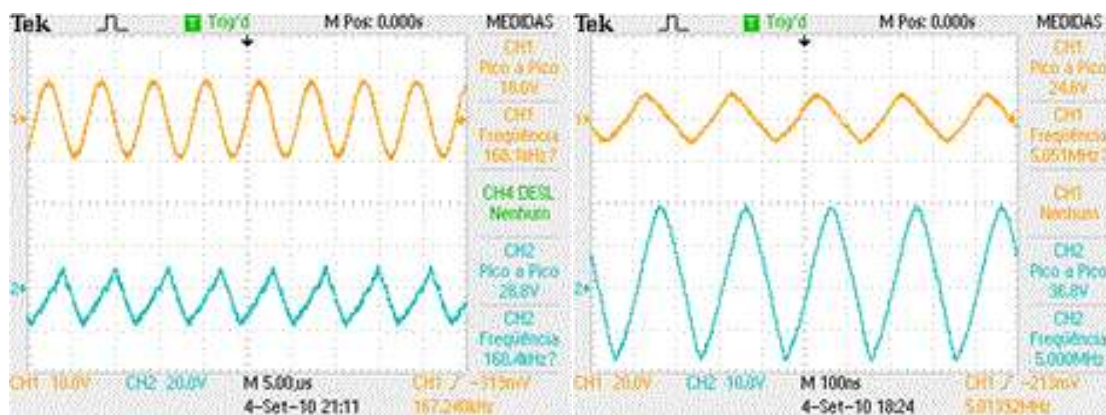
Figura 60 - Sinal senoidal e triangular com frequência até 160 kHz.



Fonte: Junqueira (2011).

Na Figura 61 são mostradas duas formas de onda, senoidal e triangular, com frequências acima de 160 kHz.

Figura 61 - Sinal senoidal e triangular com frequência acima de 160 kHz.



Fonte: Junqueira (2011).

Como se pode observar, acima de 160 kHz o sinal reproduzido começou a distorcer, perdendo suas características.

### 2.3.2.3 Comparação entre o eletroestimulador desenvolvido e um comercial

Para verificar o funcionamento do eletroestimulador desenvolvido, foram realizados diversos testes e comparados com um eletroestimulador comercial.

O eletroestimulador comercial utilizado foi o Neurodyn II, da empresa IBRAMED, que atende às normas técnicas para construção de aparelhos médicos (NBR IEC 60601-1 NBR IEC 60601-1-2 e NBR IEC 60601-2-10).

Trata-se de um estimulador neuromuscular transcutâneo, com quatro canais, que geram sinais tipo *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS)* e *Funcional Electrical Stimulation (FES)*.

Neste aparelho comercial, a saída da eletroestimulação é por tensão e permite o ajuste de intensidade de corrente (I) para até 120 mA, para uma carga de 1 k $\Omega$ , duração do pulso (T) de 50  $\mu$ s a 500  $\mu$ s e frequência de repetição dos pulsos (R), também chamado de (F), de 0,5 Hz a 250 Hz.

Na Figura 62 é apresentada uma foto do equipamento comercial.

Figura 62 - Eletroestimulador comercial, modelo Neurodyn II.

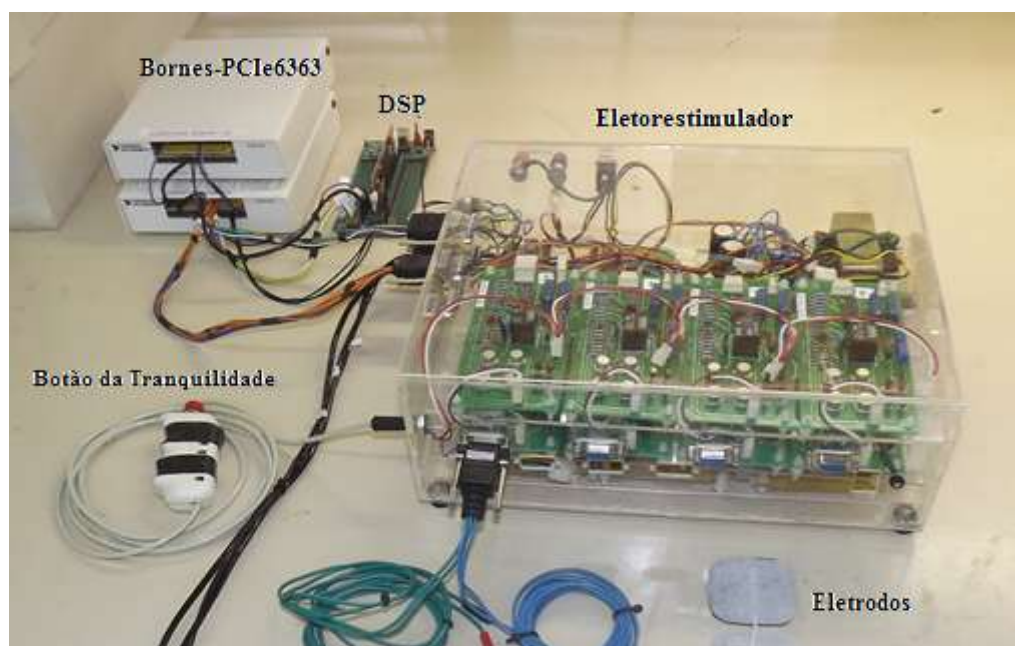


Fonte: Elaborada pelo autor.

O aparelho desenvolvido possui oito canais que aplicam a eletroestimulação por corrente e permitem o ajuste de sua intensidade para até 140 mA, duração do pulso (T) de 0 a 500  $\mu$ s e frequência (F) de 30 Hz a 300 Hz.

Na Figura 63 é apresentada uma foto do eletroestimulador de oito canais desenvolvido.

Figura 63 - Eletroestimulador implementado.



Fonte: Sanches (2013).

Para analisar o funcionamento do eletroestimulador desenvolvido, aplicou-se os mesmos parâmetros nos dois aparelhos e verificou-se a saída em uma carga de 1 k $\Omega$ . Os parâmetros foram:

- T (Período) = 500  $\mu$ s;
- F (Frequência) = 250 Hz;
- I (Corrente) = 40 mApp.

Na Figura 64 pode-se verificar sinais de eletroestimulação utilizando o eletroestimulador comercial Neurodyn II.

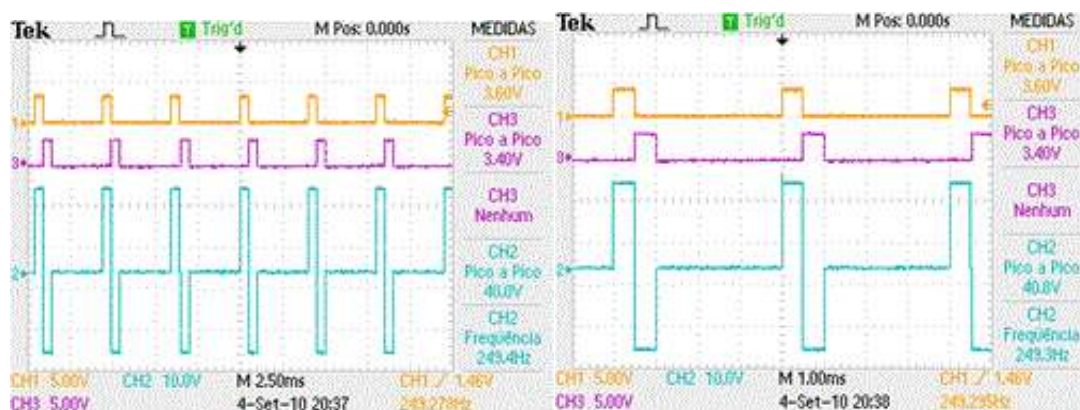
Figura 64 - Sinais utilizando o eletroestimulador comercial Neurodyn II.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Na Figura 65 pode-se observar os sinais de eletroestimulação obtidos como eletroestimulador desenvolvido.

Figura 65 - Sinais utilizando o eletroestimulador desenvolvido.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Como o esperado, foi gerado um sinal retangular, bifásico, equilibrado, com período de 500  $\mu$ s, frequência de 250 Hz e amplitude de 40 mA<sub>pp</sub>, como foi previamente definido.

Devido à utilização de estimulação por corrente, mesmo com a variação da resistência da carga, a corrente imposta não se alterou.

## CAPÍTULO 3

### IMPLEMENTAÇÃO DO CONTROLADOR PID

#### 3.1 Fundamentos Teóricos

##### 3.1.1 Modelo Matemático do Músculo

O uso de modelos matemáticos fornece uma previsão do comportamento do músculo estimulado, possibilitando escolher o melhor padrão de estímulos a ser utilizado.

Nesse contexto, Law e Shields (2006) discutiram qual o melhor modelo matemático a ser utilizado para prever o comportamento do músculo.

Foi realizada uma comparação entre três modelos matemáticos amplamente conhecidos: o modelo linear simplificado, o modelo não linear, proposto por Bobet e Stein, e o modelo de Hill-Huxley.

O modelo linear é composto por uma equação diferencial de segunda ordem linear. O modelo de Bobet e Stein prevê com maior exatidão o comportamento da força muscular, porém, é mais complexo e não linear. Por fim, o modelo de Hill-Huxley é o mais complexo, sendo também, não linear (LAW; SHIELDS, 2006).

Comparando o resultado de simulações destes três modelos com experimentos reais envolvendo quatro voluntários, Law e Shields (2006) chegaram à conclusão de que o modelo de Hill-Huxley é o mais próximo do real, seguido pelo modelo de Bobet e Stein. Portanto, para uma boa previsão do comportamento da força muscular, dever-se-ia utilizar o modelo de Hill-Huxley ou o modelo de Bobet e Stein.

Entretanto, para estímulos de baixa frequência, o modelo linear apresenta desempenho semelhante aos modelos não lineares, ou seja, os erros causados pelos modelos testados são praticamente iguais para estímulos de baixa frequência.

Assim, escolheu-se o modelo linear simplificado para um estudo focado no projeto e na implementação do controlador PID embarcado.

De acordo com Prado (2009), neste modelo, uma equação diferencial de segunda ordem é usada para prever a força muscular  $f(t)$  decorrente de um trem de pulsos de estimulação  $r(t)$  na entrada.

A equação diferencial que representa esse modelo é apresentada na equação (5).

$$\frac{d^2 f(t)}{dt^2} + 2\omega_n \xi \frac{df(t)}{dt} + \omega_n^2 r(t) = \beta \omega_n^2 r(t) \quad (5)$$

Os parâmetros presentes na equação (5) não possuem um significado físico. Porém, pode-se relacioná-los com coeficientes conhecidos da teoria de controle linear para sistemas de segunda ordem.

Sendo assim, o coeficiente  $\beta$  é o ganho estático do sistema,  $\xi$  é o coeficiente de amortecimento e  $\omega_n$  é a frequência natural.

Os parâmetros presentes na equação (5) foram obtidos com base na resposta experimental de quatro voluntários.

O procedimento foi realizado com o voluntário sentado em sua própria cadeira de rodas e o pé esquerdo apoiado num dispositivo de medição de força, estando o joelho e o tornozelo posicionados em 90°. Adicionalmente, foram obtidas medidas eletromiográficas do músculo soleus, utilizando-se um pré-amplificador com ganho igual a 35 em série com um amplificador diferencial com ganho igual a 5000. Os pulsos de estimulação elétrica possuíam amplitude constante de corrente e largura de 250  $\mu$ s. Por fim, a força medida, os sinais eletromiográficos e a forma de onda da estimulação foram gravados simultaneamente em uma fita magnética utilizando um código modulador, digitalizados a uma frequência de 1 kHz e analisados posteriormente utilizando o ambiente Matlab 6.0 (LAW; SHIELDS, 2006).

Outro modelo matemático relevante é o apresentado por Ferrarin e Pedotti (2000), que relaciona a largura do pulso aplicado com o torque gerado em torno da articulação do joelho. Na modelagem, é considerado o membro inferior como uma cadeia cinemática aberta, composta de dois segmentos rígidos: a coxa, e o complexo canela-pé. Esse modelo resulta em uma equação diferencial não linear de segunda ordem.

Entretanto, mesmo com alguns modelos matemáticos disponíveis para projetos de controladores, são raros os que apresentam bom desempenho. Isto se deve, provavelmente, ao fato dos coeficientes dos modelos se alterarem de um indivíduo em relação a outro, ou em relação ao mesmo indivíduo, em momentos

diferentes. Outro problema é a dificuldade da implementação dos controladores, que podem apresentar resultados diferentes das simulações devido a diversos fatores físicos e ambientais. Desta forma, surge à necessidade de projetarem-se controladores mais complexos, que prevejam as situações adversas e técnicas de implementação mais eficazes (KOZAN, 2012).

### **3.1.2 Processador Digital de Sinais**

Um sistema real muitas vezes pode ser representado por um modelo matemático. Com este modelamento se obtém um sistema analítico semelhante ao real, permitindo assim, a análise e o desenvolvimento de um controlador adequado (KOZAN, 2012).

Nas etapas para o desenvolvimento de controladores, é importante utilizar métodos que prevêem o seu comportamento.

Existem plataformas de simulação capazes de analisar a resposta temporal de sistemas controlados. Deste modo, pode-se utilizar microcomputadores para desenvolver e testar controladores, auxiliando no projeto e na análise (KOZAN, 2012).

Contudo, por mais precisas que sejam algumas plataformas existentes, como o MATLAB/Simulink, nem todas as variáveis de condições reais são previstas na simulação (KOZAN, 2012).

Para suprir tais dificuldades, existem protótipos com dimensões reduzidas, mas com comportamentos semelhantes. Desta maneira, verificam-se, de forma real, os controladores que foram previamente simulados. Tais protótipos podem possuir custo elevado, o que muitas vezes inviabiliza o projeto (KOZAN, 2012).

Nos últimos anos, tem crescido muito a demanda por equipamentos portáteis, de fácil manuseio e que tenham uma interface simples com o usuário. O DSP procura unir todos esses preceitos de forma a se tornar uma ferramenta de trabalho das mais completas atualmente. Com suas mais diversas possibilidades de uso, nas mais abrangentes áreas, os DSPs são muito versáteis, podendo se enquadrar em quaisquer tipos de projetos (NUNES; ALBUQUERQUE, 2006).

O DSP surgiu com o propósito de se criar um microprocessador com uma arquitetura desenvolvida especificamente para operações que requerem um processamento digital de sinais.

Atualmente, tem-se um produto que engloba, em um único *chip*, tecnologia suficiente para realizar praticamente qualquer tipo de processamento, análise de dados e de sinais (NUNES; ALBUQUERQUE, 2006), incluindo o projeto de sistemas com controle embarcado.

O DSP, acima de tudo, é um dispositivo programável, que detém seu próprio código de instruções. Cada empresa que cria o seu processador cria também o seu ambiente de desenvolvimento (IDE) próprio para aquele tipo de chip, tornando, desta forma, a manipulação do microprocessador muito mais fácil e rápida (NUNES; ALBUQUERQUE, 2006).

Vários autores utilizaram o DSP como controlador, como Suetake, Silva e Goedel (2010) que apresentaram uma metodologia para implementação de algoritmos com estratégias fuzzy para sistemas embarcados em processadores digitais de sinais.

Gomes (2007) utilizou um DSP com dois controladores PID adaptativos para controlar um motor com mancal magnético que dentre as diversas aplicações, pode ser utilizado em Engenharia Biomédica, nas bombas de sangue e corações artificiais.

Ainda na Engenharia Biomédica, uma aplicação relevante, e que faz parte deste trabalho, é a utilização de estimulação elétrica funcional para reabilitação de indivíduos com lesão medular. Apesar de existirem controladores propostos por alguns pesquisadores, grande parte se restringe apenas às simulações (KOZAN, 2012).

Um dos motivos da escassa aplicação prática é a necessidade de se preservar a integridade dos sujeitos dos experimentos e, por esta razão, existe uma grande dificuldade em se fazer testes com seres humanos (KOZAN, 2012).

A estação de trabalho escolhida foi a o *Experimenter's Kit USB Docking Station*, que pode ser vista na Figura 66. Suas características foram explanadas no item 2.2.1.

Figura 66 - Estação de trabalho Experimenter Kit USB DockingStation.



Fonte: TMS320C2000 Experimenter Kit Overview, INSTRUMENTS (2011).

### 3.2 Metodologia

A realização de experimentos com seres humanos foi autorizada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências e Tecnologia de Presidente Prudente da UNESP, envolvendo seres humanos. A pesquisa foi submetida ao sistema Plataforma Brasil, sob o número CAAE 00977212.1.10015402.

Os testes foram realizados com uma pessoa hígida, ou seja, sem lesão medular.

As características do indivíduo estão apresentadas na Tabela 4.

Tabela 4 - Dados do voluntário.

Idade (anos)	Massa (kg)	Altura (m)	Frequência de Ativ. Física
33	65	1,75	2 vezes por semana

Fonte: Tabela elaborada pelo autor.

O voluntário envolvido é do sexo masculino e destro.

Durante os dias de realização dos testes, o voluntário não praticou atividade física que envolvesse os membros inferiores.

Foram realizados quatro tipos diferentes de testes com o voluntário, todos em dias diferentes, cada um com um protocolo.

No primeiro teste, executou-se o protocolo para encontrar o ponto de ativação do músculo quadríceps do voluntário. Este foi um teste preliminar e nenhuma grandeza foi monitorada, apenas o local de posicionamento dos eletrodos foi demarcado.

No segundo, executou-se o protocolo de repetibilidade. Este teste teve por objetivo analisar o efeito da fadiga muscular e como o músculo se comportava com o mesmo estímulo, após quinze estimulações seguidas, com intervalos de 2 minutos entre elas.

No terceiro teste, executou-se o protocolo de identificação do modelo da perna. Este teste teve por objetivo encontrar um modelo matemático que relacionasse o sinal elétrico aplicado no músculo quadríceps com sua variação angular. Desta forma, foi possível projetar um controlador PID para ser utilizado no quarto teste.

No quarto, executou-se o protocolo de controle da posição da perna. Nesse teste, inseriu-se um ângulo pré-estabelecido como referência e objetivou-se que a posição da perna chegasse a esse ângulo e permanecesse.

### **3.2.1 Repetibilidade**

O teste de repetibilidade foi proposto visando observar como varia a posição angular da perna de uma pessoa hígida em resposta a um mesmo padrão de estimulação, aplicado repetidas vezes.

Desta forma, foi possível avaliar se os parâmetros do modelo matemático variaram ao longo do tempo e mesmo com essa variação, observar se o controlador proposto neste trabalho conseguiu atender às especificações do projeto.

Os testes foram realizados com uma pessoa hígida, em dois dias diferentes. Foram aplicadas quinze estimulações consecutivas, com intervalo entre elas de dois minutos. A frequência de estimulação do sinal elétrico aplicado no quadríceps foi de 50 Hz, com amplitude de 65 mA e largura de pulso de 250  $\mu$ s.

A escolha da corrente de estimulação foi feita a partir de um teste preliminar no qual o voluntário obteve uma variação angular da perna maior do que 40° e que foi confortável para ele. Essa corrente se manteve constante em todo o teste.

### 3.2.2 Identificação da planta

Para se obter os parâmetros do modelo matemático identificado, foram realizados dois testes.

Manteve-se o mesmo valor de frequência e de largura de pulso. No primeiro caso, a amplitude escolhida foi de 60 mA e no segundo, 65 mA.

A escolha de duas amplitudes distintas se deve ao fato de se poder comparar, posteriormente, o controle em malha fechada para ambas.

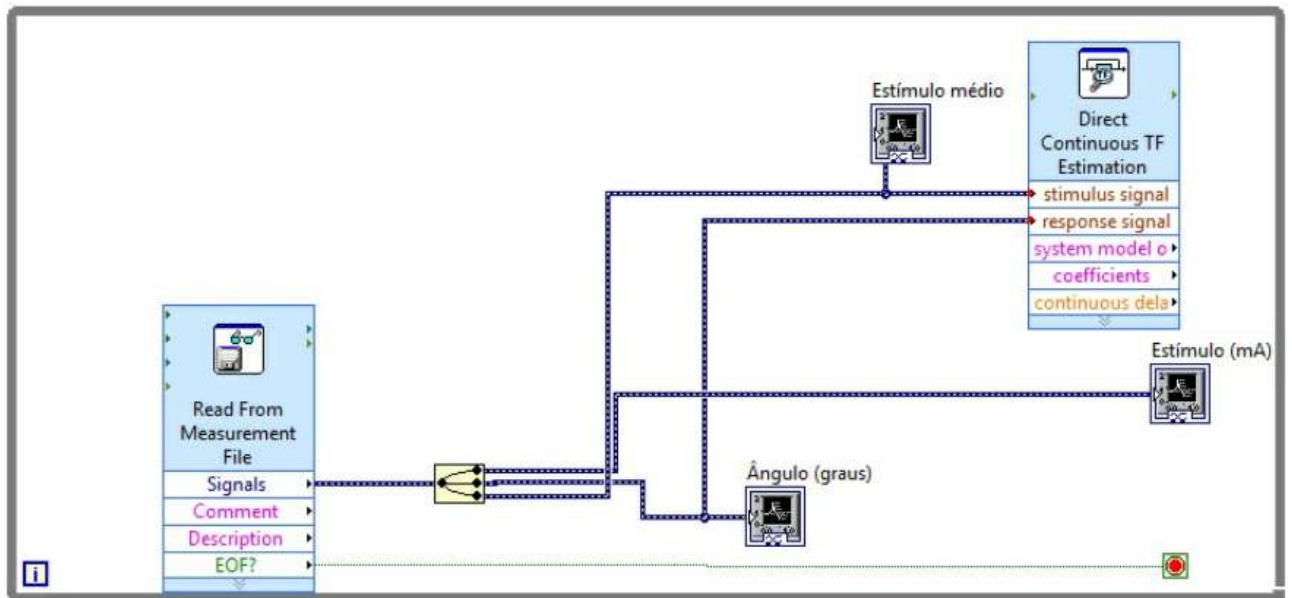
Cada teste foi executado uma única vez, sendo armazenado o vetor de variação angular e de corrente média aplicada na perna do voluntário, que resultou em um degrau.

O vetor corrente média foi multiplicado por uma constante, de forma que o resultado fosse igual a um. Assim, teve-se uma entrada no sistema igual a um degrau unitário, facilitando a identificação.

Com essa metodologia, considera-se que quando a entrada do sistema for igual a um, represente os parâmetros escolhidos para identificação, e como a frequência e a corrente de estimulação foram fixadas, a mudança do valor do degrau, irá alterar a largura do pulso aplicado, mantendo a proporcionalidade da corrente média. Assim, o controlador projetado controla a corrente média aplicada durante a estimulação variando sua largura de pulso.

Após a realização dos testes, os vetores armazenados foram importados pelo o LabVIEW. O programa utilizado para identificação pode ser observado na Figura 67.

Figura 67 - Programa desenvolvido em LabVIEW para identificação de sistemas.



Fonte: Elaborada pelo autor.

No LabVIEW, utilizou-se o bloco “*Transfer Function Estimation*” para obter os parâmetros do modelo matemático que relaciona o estímulo aplicado com a variação angular da perna do voluntário.

O modelo matemático escolhido foi o de ordem zero no numerador e segunda ordem no denominador. Este modelo foi escolhido segundo os estudos de Law e Shields (2006), que apresentam o modelo linear simplificado dos membros inferiores.

A planta identificada para o primeiro caso, 60 mA, está apresentada na equação (6), enquanto a planta identificada para o segundo caso, 65 mA, está apresentada na equação (7).

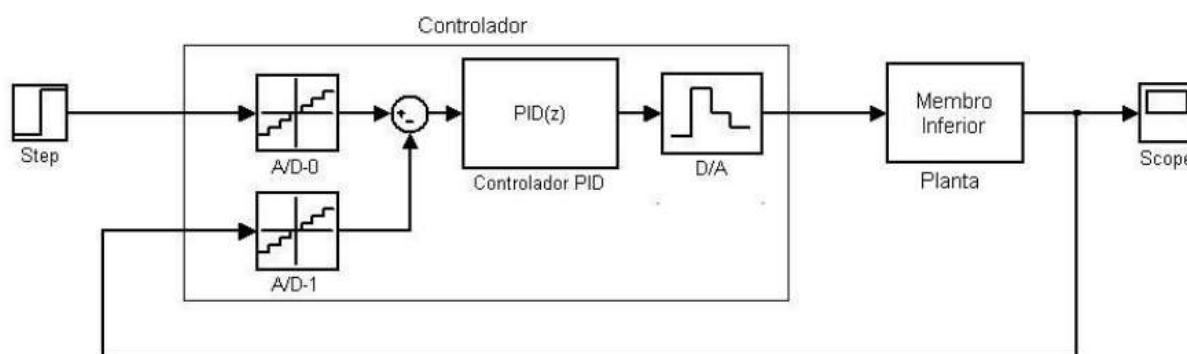
$$G_{p1}(s) = \frac{439,36}{s^2 + 7,8994s + 12,2864} \quad (6)$$

$$G_{p2}(s) = \frac{1036,12}{s^2 + 12,59s + 22,57} \quad (7)$$

### 3.2.3 Controle da Posição da Perna

A partir das plantas obtidas no item 3.2.2, simulou-se para cada uma, no Matlab/Simulink, o sistema em malha fechada com um controlador PID discreto, conforme ilustrado na Figura 68.

Figura 68 - Simulação do sistema em malha fechada para controlar a posição da perna.



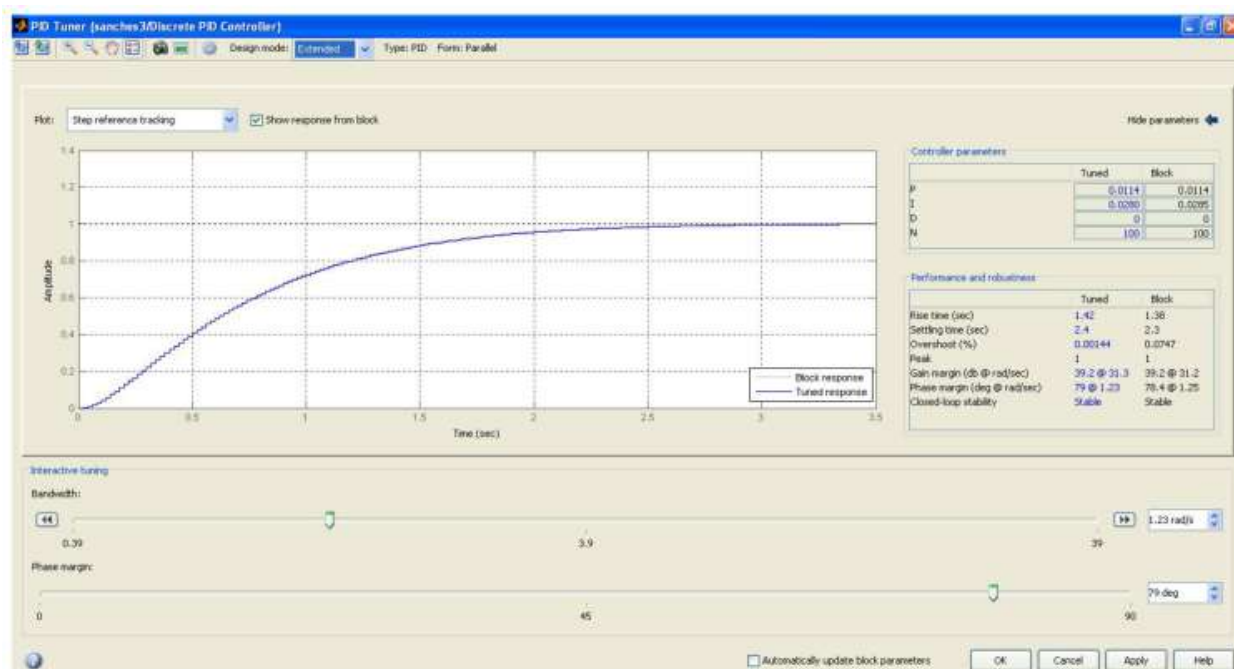
Fonte: Elaborada pelo autor.

Com o sistema no ambiente Matlab/Simulink, projetou-se o controlador discreto utilizando o Botão "Tune" do bloco PID. Com o auxílio desse bloco, o usuário insere os parâmetros desejados, e o bloco configura automaticamente as constantes do controlador.

As especificações exigidas foram o tempo de estabelecimento para critério de 2% de 3s para a primeira planta, 2,5s para a segunda e frequência do controlador igual a 50 Hz, que é a mesma frequência da estimulação.

O ambiente PID Tuner do botão "Tune" do bloco PID é mostrado na Figura 69.

Figura 69 - Ambiente PID Tuner do bloco PID.

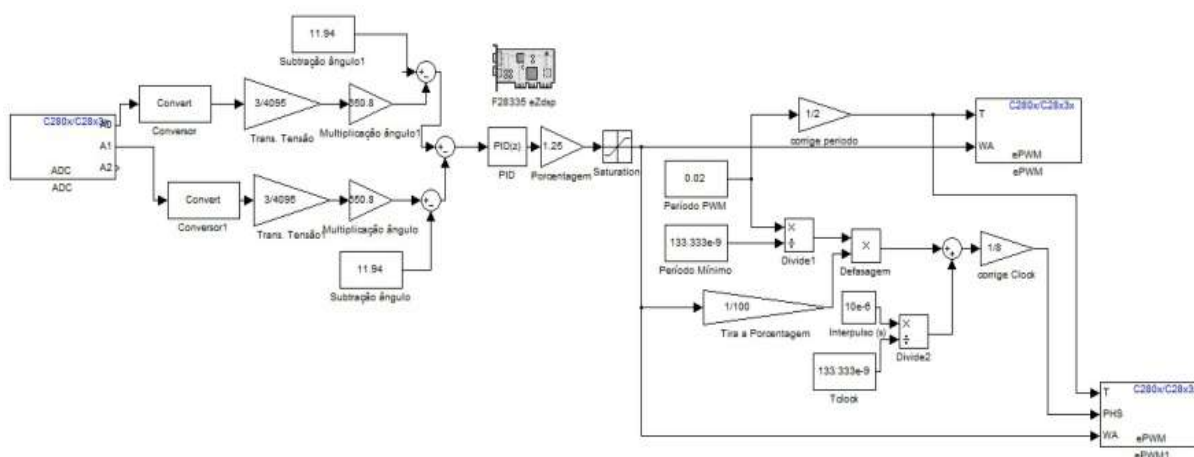


Fonte: Elaborada pelo autor.

Com o sistema em malha fechada projetado e simulado, o controlador foi gravado em um DSP, de forma que o dispositivo fosse capaz de receber o ângulo de referência, o sinal de realimentação, realizasse o controle e gerasse a forma de onda de estimulação.

O algoritmo gravado está apresentado na Figura 70.

Figura 70 - Algoritmo de Controle da Posição da Perna Gravado no DSP.



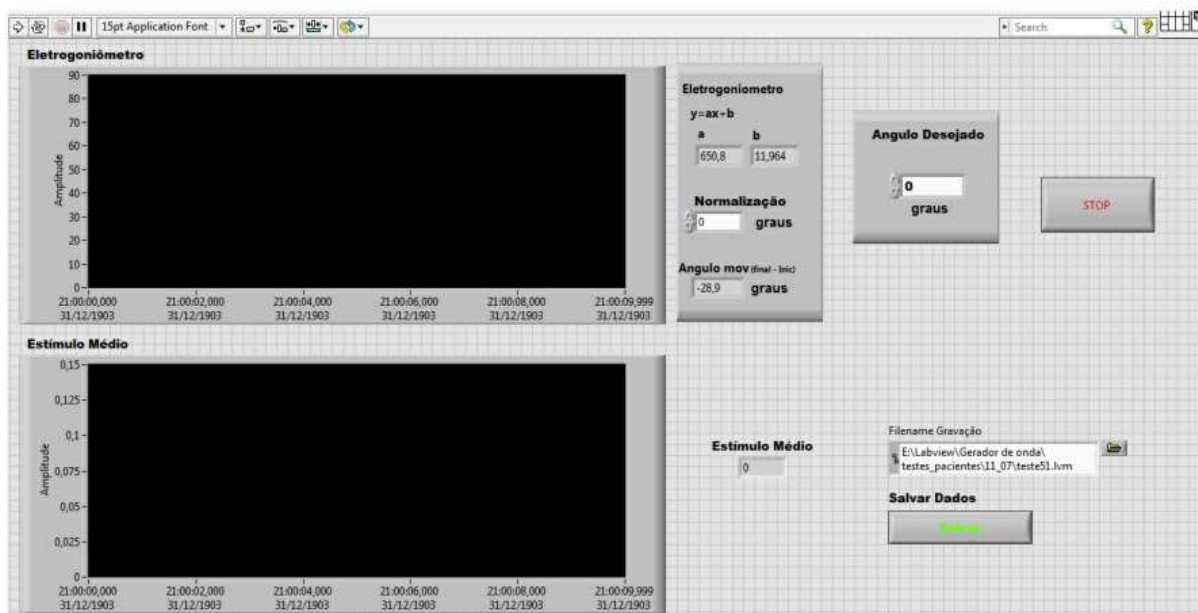
Fonte: Elaborada pelo autor.

O circuito possui duas entradas analógicas, a entrada A0 recebe a tensão referente ao ângulo de referência, enquanto a entrada A1 recebe a tensão vinda do eletrogoniômetro, que trabalha como realimentação para o sistema. Ambas as entradas recebem um sinal de tensão que internamente passa por uma equação que relaciona tensão e ângulo. O sinal de referência é então subtraído do sinal de realimentação e o resultado é aplicado no controlador PID, que foi configurado para ter uma saída de 0 a 1,3, onde 0 representa uma largura de pulso igual a 0s, e 1,3 representa uma largura de pulso de 325  $\mu$ s.

Foi permitido que o controlador chegasse a 1,3 para que fosse possível a realização de controle para posições mais elevadas em relação ao teste em que ocorreu a identificação.

Em seguida, foi elaborado um programa no LabVIEW para a realização dos testes de controle. Esse programa possui uma entrada analógica capaz de monitorar e armazenar o deslocamento angular durante o experimento e uma saída analógica que fornece o ângulo de referência para o DSP. O programa desenvolvido é mostrado na Figura 71.

Figura 71 - Programa desenvolvido no LabVIEW para testes de controle.



Fonte: Elaborada pelo autor

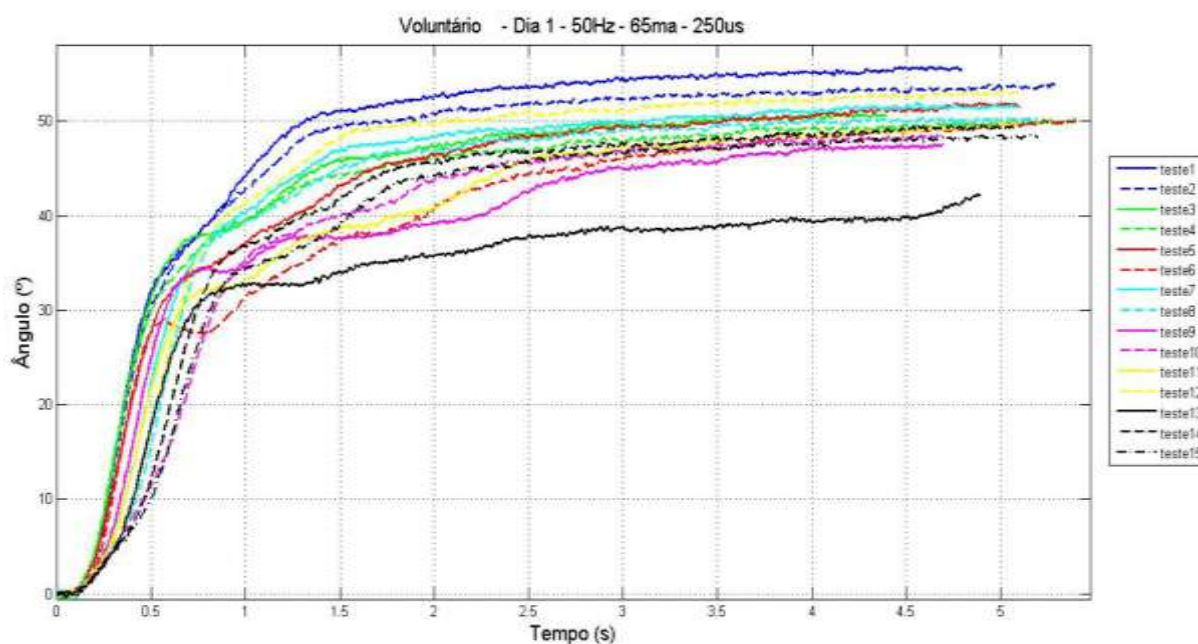
Foram realizados onze testes de controle. Dois deles, para a primeira planta identificada, com a corrente de 60 mA, e o restante, com a segunda planta identificada, com a corrente de 65 mA.

### 3.3 Resultados e Discussão

Na Figura 72 é apresentado o resultado do experimento do primeiro dia de testes, com o gráfico dos quinze testes realizados para se observar a variação angular ao longo do experimento.

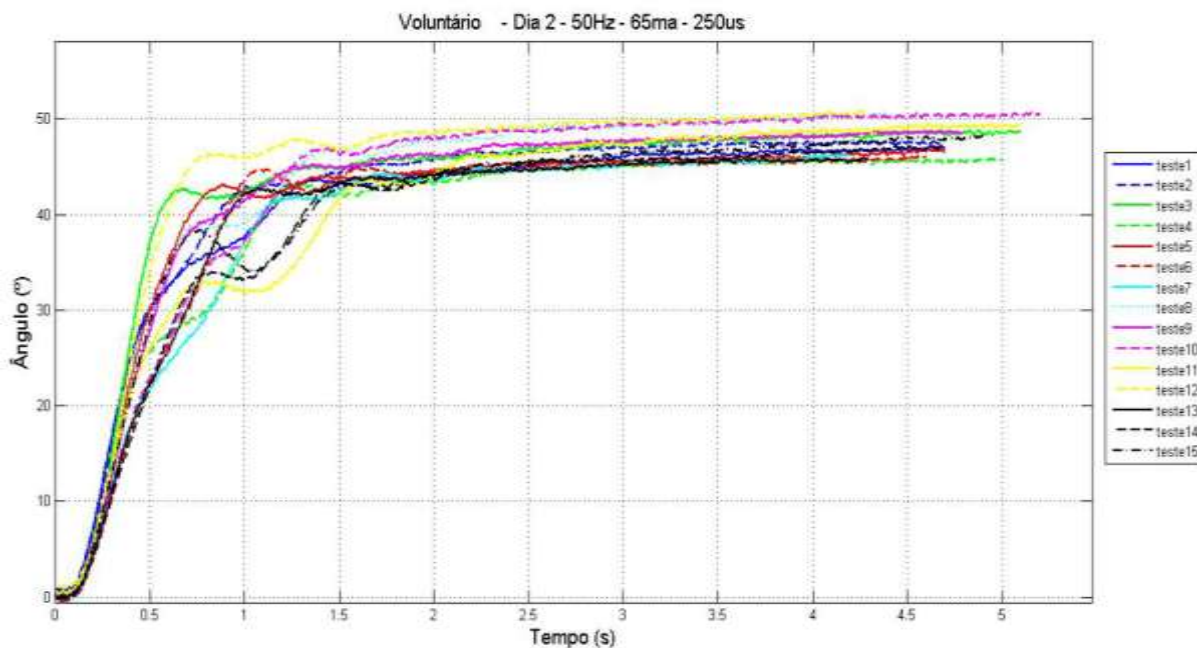
Na Figura 73 mostram-se os resultados do experimento para o segundo dia. Na Figura 74 estão os gráficos com as curvas com maiores e com menores amplitudes durante cada dia de teste.

Figura 72 - Teste de Repetibilidade com o voluntário no Dia 1.



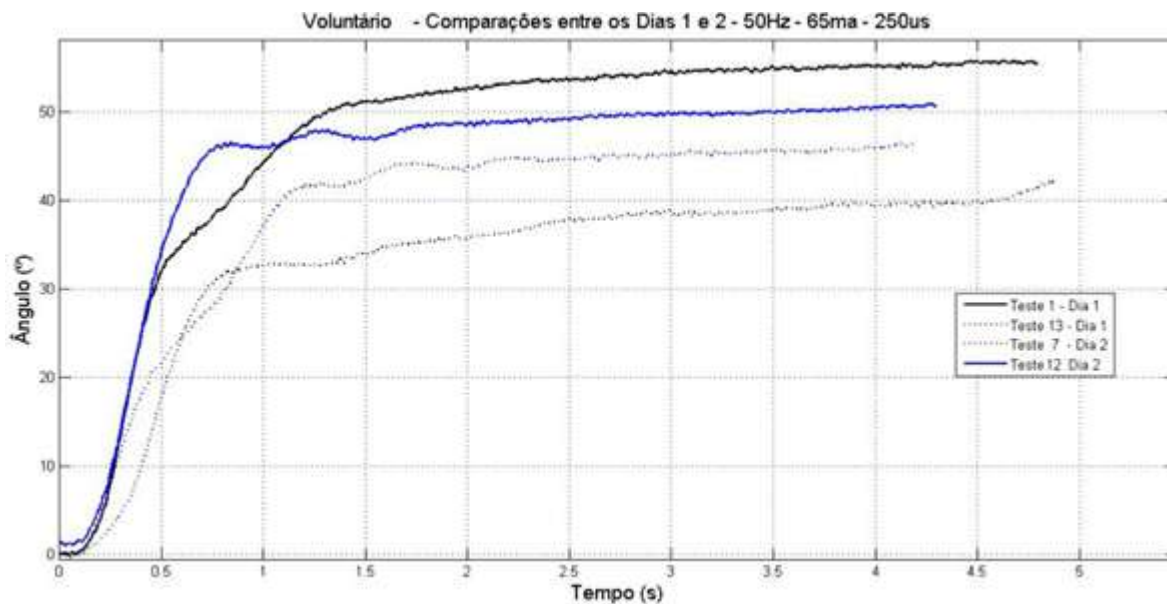
Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 73 - Teste de Repetibilidade com o voluntário no Dia 2.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 74 - Valores Máximos e Mínimos durante o Teste de Repetibilidade.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Nota-se que todas as estimulações resultaram em variações angulares diferentes e as curvas obtidas tiveram um baixo padrão de repetibilidade, sendo que essa situação se repetiu nos dois dias de testes.

Ao se observar as curvas com os valores máximos e mínimos durante os testes, nota-se que no primeiro dia, no teste 1, obteve-se a maior variação angular, que foi de  $54^\circ$ , e no teste 13, obteve-se a menor variação angular, que foi de  $38^\circ$ , para um tempo de estabilização de 2,5s.

No segundo dia, no teste 12, obteve-se a maior variação angular, de  $49^\circ$ , e a menor foi de  $45^\circ$ , no teste 7. A maior diferença das variações angulares durante todos os testes foi de  $9^\circ$ .

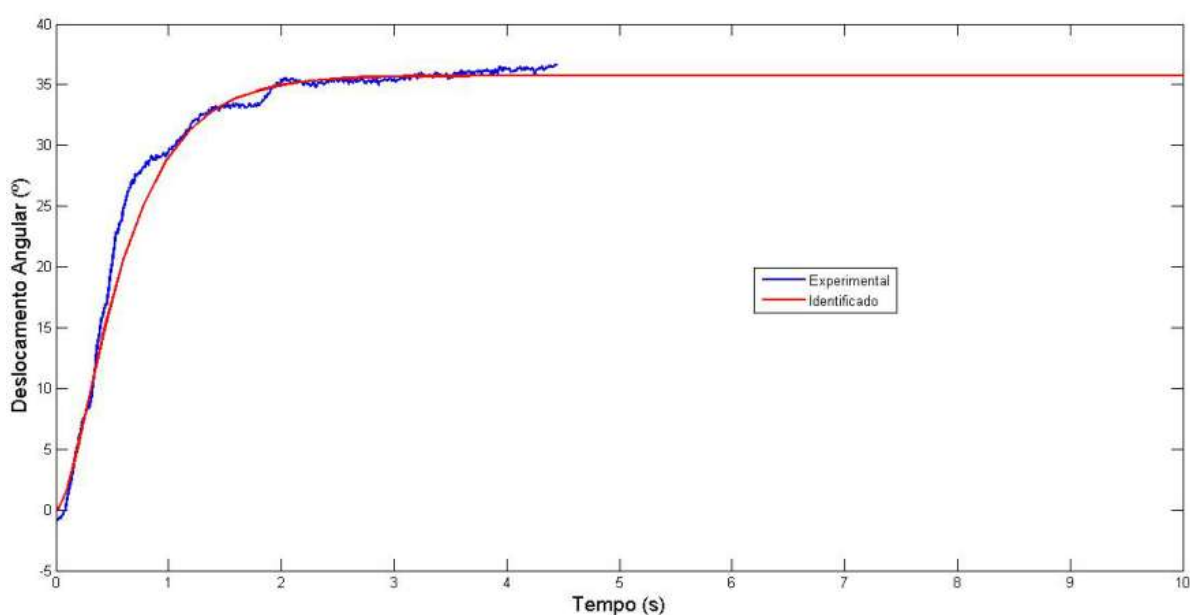
Após o teste de repetibilidade, de acordo com a metodologia citada no item 3.2.2, realizou-se a identificação dos parâmetros da perna do voluntário. O modelo obtido é apresentado nas equações (6) e (7).

De posse desses dados, as plantas foram simuladas no software Matlab e plotadas em um gráfico.

No mesmo gráfico plotou-se o resultado experimental para cada caso. O primeiro, com 60 mA e o segundo, com 65 mA.

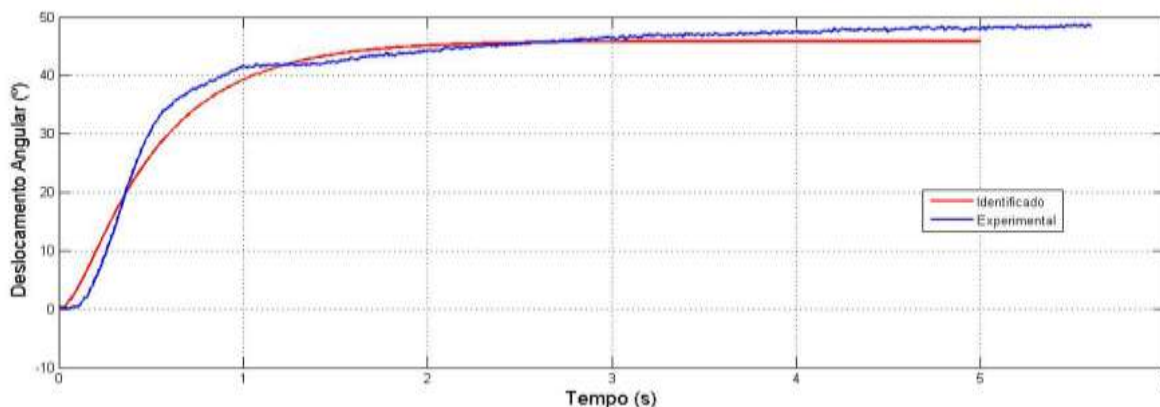
Na Figura 75 é apresentado o resultado da comparação para o caso 1 e na Figura 76, para o caso 2. A curva vermelha representa a resposta da planta identificada e a curva azul o resultado experimental.

Figura 75 - Comparação entre a planta identificada e o valor experimental, caso 1



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 76 - Comparação entre a planta identificada e o valor experimental, caso 2



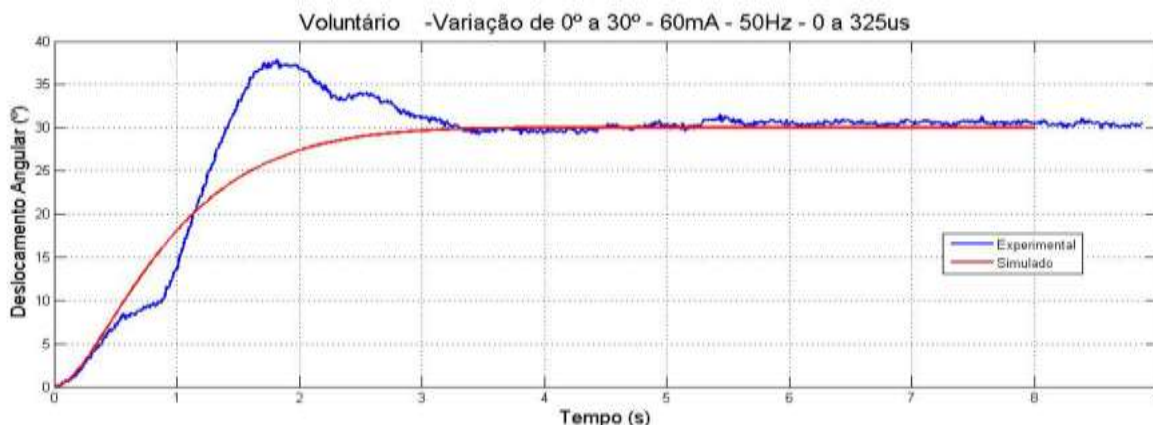
Fonte: Elaborada pelo autor.

Ao analisar os gráficos, nota-se que ambas as identificações representam bem o sinal experimental, sendo que a correlação para o caso 1 foi de 0.9506 e para o caso 2 foi de 0.9309.

Desta forma, verifica-se que a aproximação linear de segunda ordem representou satisfatoriamente o modelo matemático dos membros inferiores que relaciona o estímulo aplicado e a variação angular da posição da perna, apesar dos parâmetros do modelo matemático variarem ao longo do tempo.

No teste apresentado na Figura 77 é realizado o primeiro controle e o executor coloca o ângulo de referência em um valor de  $30^\circ$ , partindo da origem e plota o resultado simulado e experimental, levando em consideração a primeira planta identificada e a corrente de 60 mA. O resultado experimental evidencia que a resposta do sistema converge para  $30^\circ$ , o erro de regime foi de aproximadamente 1%, o tempo de estabelecimento foi de 3,3s e *overshoot* de aproximadamente 25%.

Figura 77 - Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 30°- corrente de 60 mA

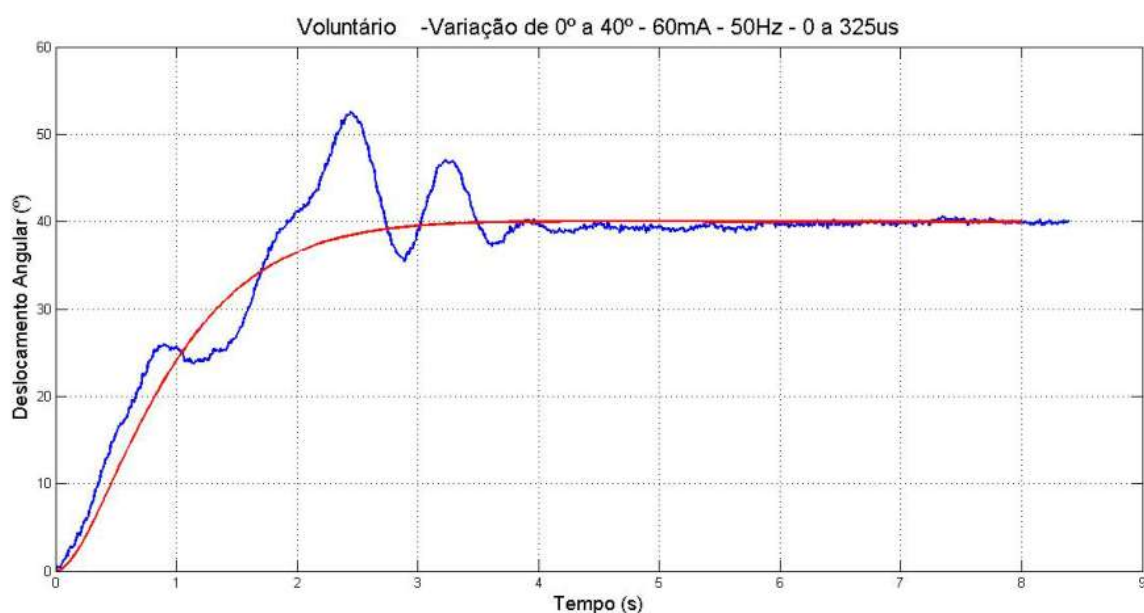


Fonte: Elaborada pelo autor.

Da mesma forma, no teste apresentado na Figura 78, o executor coloca o ângulo de referência igual a 40°, partindo da origem, e plota o resultado simulado e experimental, levando em consideração a primeira planta identificada e a corrente de 60 mA.

Observando o resultado experimental, nota-se que houve o estabelecimento do sistema, o erro de regime foi de aproximadamente 1%, o tempo de estabelecimento foi de 4s. O resultado experimental apresenta oscilação antes de se estabilizar.

Figura 78 - Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 40°- corrente de 60 mA



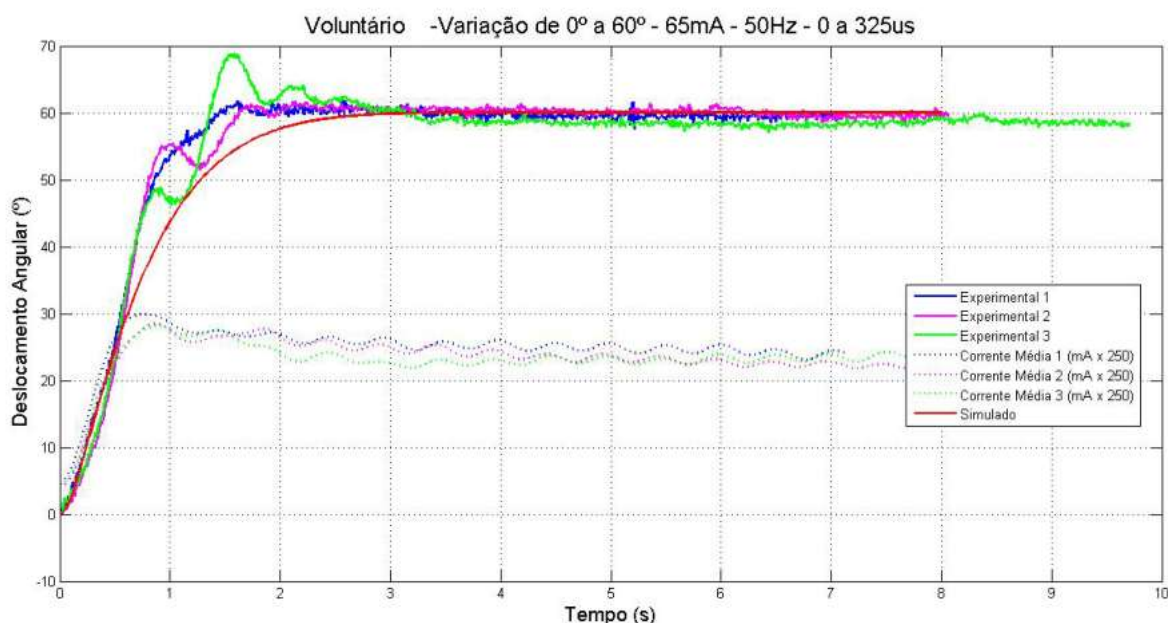
Fonte: Elaborada pelo autor.

A partir do segundo teste, todos os outros foram feitos com o sistema de controle projetado para a segunda planta, ou seja, com corrente de 65 mA.

Na Figura 79 está apresentado o teste em que o ângulo de referência é igual a 60°, partindo da origem. Foram plotados os resultados simulados, experimentais e correntes médias de estimulação. Esse experimento foi repetido três vezes consecutivas, com intervalo de 2 minutos.

Observando o resultado experimental, nota-se que em todos os casos a resposta convergiu para um valor constante, o maior erro de regime foi de aproximadamente 1,5%, o tempo de estabelecimento do primeiro e do segundo teste foi de 2,5s e do terceiro teste foi de 3s. No terceiro experimento houve o maior *overshoot*, que foi de aproximadamente 13%.

Figura 79 - Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 60° - corrente de 65 mA



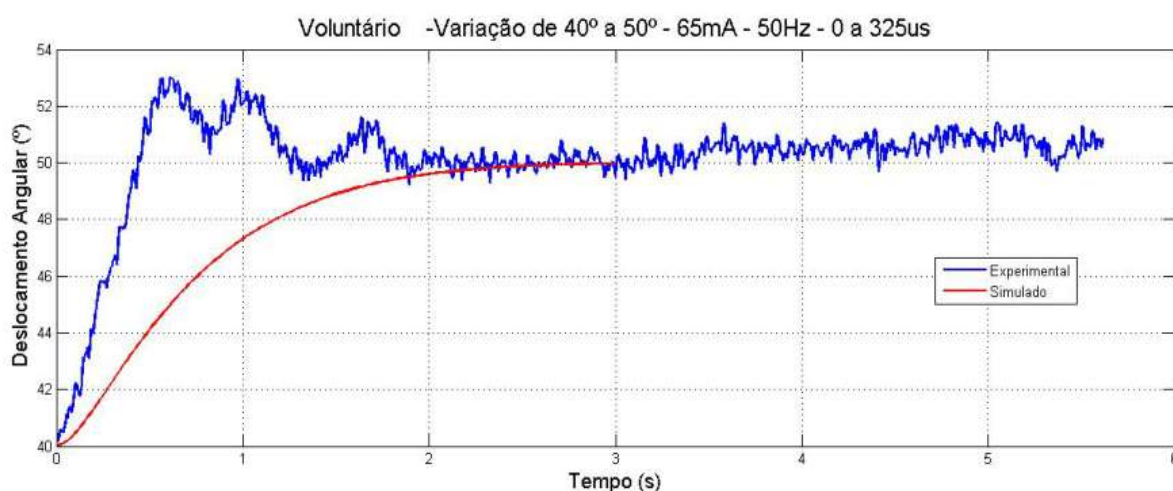
Fonte: Elaborada pelo autor.

A partir destes três experimentos, verifica-se que o controlador consegue manter a posição da perna do voluntário na posição pré-estabelecida, sendo os resultados experimentais muito próximos dos obtidos por meio de simulação. Analisando a corrente média, notou-se que ela varia a todo o momento e que a corrente média para manter a posição desejada foi diferente em todos os testes, confirmando a alteração da planta a cada estimulação.

Nos testes seguintes, diferentemente dos anteriores, a posição angular inicial foi diferente de zero. A perna do voluntário era colocada inicialmente em uma posição desejada e o controlador atuava para posicioná-la em outra posição. Os quatro próximos testes são de elevação da posição angular, enquanto os dois últimos são de redução.

No teste apresentado na Figura 80, o executor coloca o ângulo de referência igual a  $50^\circ$  partindo do ângulo de  $40^\circ$  e plota o resultado simulado e experimental. Nota-se que mais uma vez, houve o estabelecimento do sistema, o erro de regime foi de aproximadamente 2%, o tempo de estabelecimento foi de 2,6s.

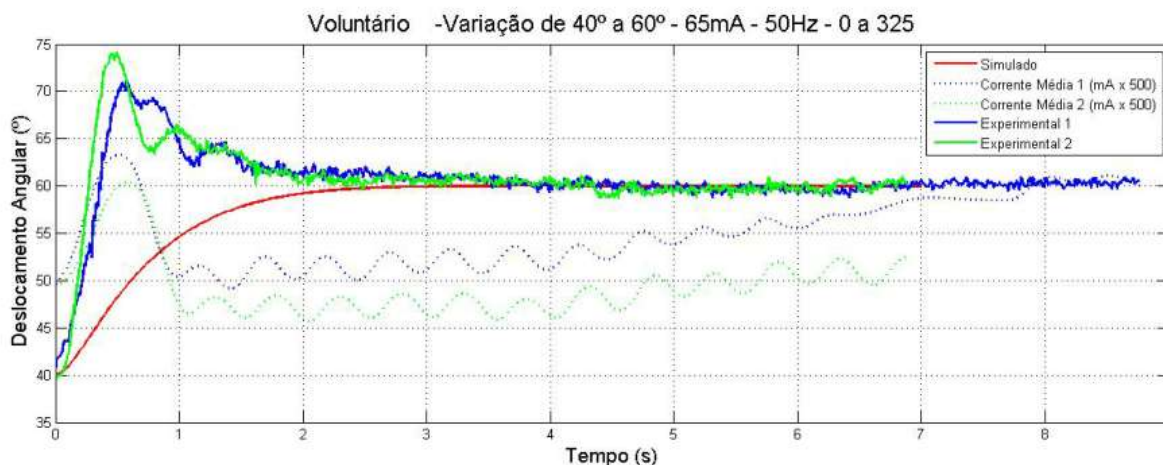
Figura 80 - Teste de Controle - Variação Angular de  $40^\circ$  a  $50^\circ$  - corrente de 65 mA



Fonte: Elaborada pelo autor.

Na Figura 81 apresenta-se o teste em que o ângulo de referência é igual a  $60^\circ$ , partindo do ângulo de  $40^\circ$ . Foram plotados os resultados simulados, experimentais e correntes médias de estimulação. Esse experimento foi repetido duas vezes consecutivas, com intervalos de 2 minutos.

Figura 81 - Teste de Controle - Variação Angular de 40 a 60°- corrente de 65 mA



Fonte: Elaborada pelo autor.

Observando o resultado experimental, nota-se que nos dois casos houve o estabelecimento do sistema, o maior erro de regime foi menor do que 1%, o tempo de estabelecimento nos dois casos foi de aproximadamente 2,5s, o primeiro teste demonstrou *overshoot* de aproximadamente 16% e no segundo teste de 23%.

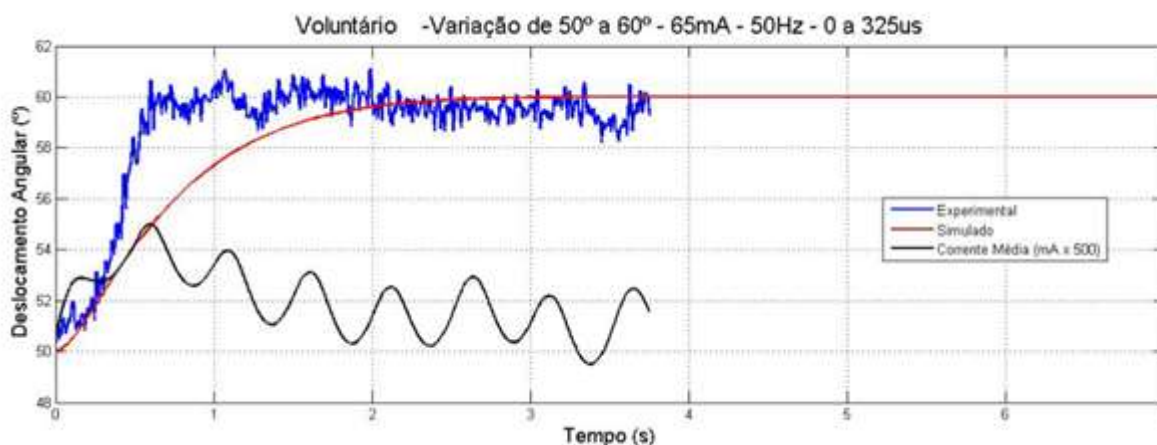
Também foi possível observar, nos dois testes, que as correntes médias para a estabilização do sistema são diferentes, mais uma vez indicando a mudança da planta entre os testes.

Interessante ressaltar que durante a realização do primeiro teste, mesmo após a posição angular estar estabilizada na posição desejada, a corrente média continuou se alterando, evidenciando que houve algum distúrbio no sistema ou a planta se alterou durante o experimento e o controlador teve que alterar a corrente média para manter a posição angular na referência desejada.

Da mesma forma, no teste apresentado na Figura 82, o executor coloca o ângulo de referência igual a 60° partindo do ângulo de 50°, e plota o resultado simulado, experimental e corrente média.

Por meio da análise do resultado experimental, nota-se que houve o estabelecimento do sistema, o erro de regime foi de aproximadamente 1,7%, o tempo de estabelecimento foi de aproximadamente 1,5s, se mostrado menor do que o simulado, e *overshoot* de aproximadamente 1,7%.

Figura 82 - Teste de Controle - Variação Angular de 50° a 60°- corrente de 65 mA



Fonte: Elaborada pelo autor.

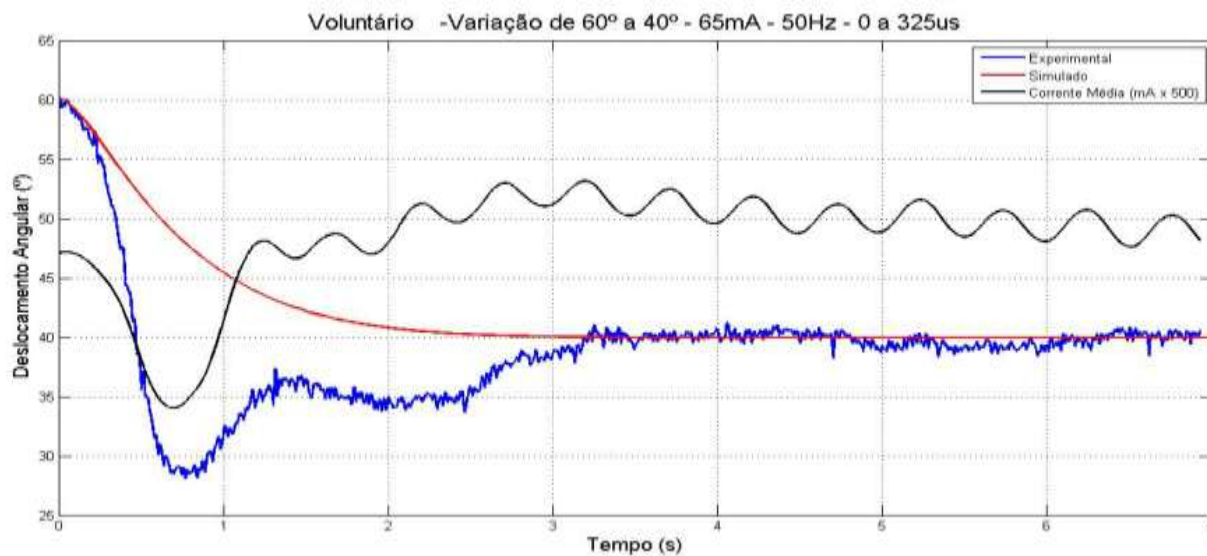
Os próximos dois testes são de diminuição da posição angular.

A Figura 83 contém os gráficos dos resultados simulados, experimentais e a corrente média para o teste em que a posição angular passa de uma posição elevada para uma reduzida, saindo de 60° para uma referência de 40°. Observa-se nos gráficos que houve o estabelecimento do sistema no tempo de 3,2s, que se mostrou acima do valor de projeto.

Essa demora pode ser atribuída à ação da gravidade que favorece a redução brusca da posição angular com qualquer diminuição do valor da corrente média. Além disso, os parâmetros do modelo matemático não foram identificados para a redução da posição angular, mas sim, para a sua elevação uma vez que não se pode afirmar que o modelo matemático é o mesmo para as duas situações.

O *overshoot* foi de 27%.

Figura 83 - Teste de Controle - Variação Angular de 60 a 40°- corrente de 65 mA

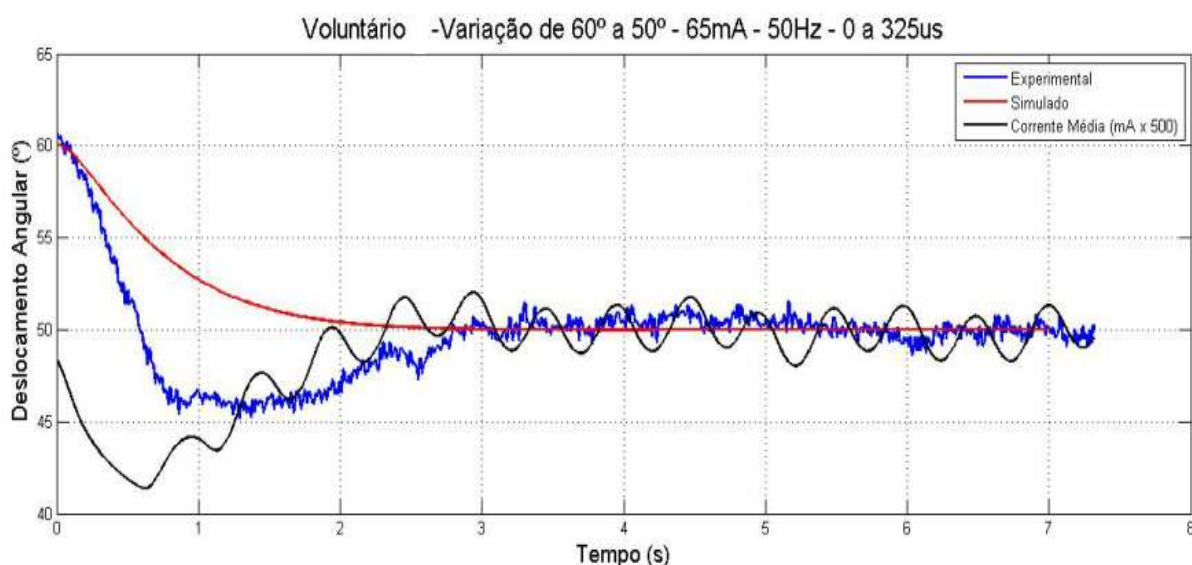


Fonte: Elaborada pelo autor.

E por fim, no último teste, a posição angular de referência foi 50° sendo que a posição inicial foi 60°.

Observando a Figura 84 é possível notar que o tempo de estabelecimento foi de 3s e assim como no caso anterior, foi maior do que o valor projetado. O *overshoot* foi de 8%.

Figura 84 - Teste de Controle - Variação Angular de 60 a 50°- corrente de 65 mA



Fonte: Elaborada pelo autor.

Com a realização dos onze testes, utilizando os controladores projetados para as plantas identificadas, conclui-se que em todos os casos a posição da perna da pessoa hígida atingiu a posição inserida como referência.

Nota-se também que os tempos de estabelecimento foram próximos aos projetados e que em cinco testes, o tempo foi igual ao projetado. O transitório, na maioria dos casos, apresentou *overshoot*.

As discrepâncias entre os resultados experimentais e os simulados de acordo com a teoria podem ser atribuídas a diversos fatores como, por exemplo:

- a) Número de bits dos conversores Analógico/Digital (A/D);
- b) Aproximações nas constantes matemáticas;
- c) Processos de identificação;
- d) Condições da pessoa envolvida no teste.

Conforme foi analisado, as características da variação angular da mesma pessoa em testes diferentes e, até mesmo, durante o mesmo teste, mudam constantemente. Dessa forma, os parâmetros identificados, que serviram como base para projetar o controlador, no momento da realização do teste em malha fechada não se mantiveram.

Durante os testes, o voluntário estava sujeito a distúrbios externos, tais como a modificação involuntária da sua posição na cadeira, a expectativa para realizar o teste, a tensão emocional, a inclinação do assento, dentre outros fatores, os quais podem ter influenciado os resultados do experimento.

Além disso, os parâmetros identificados foram para um modelo linear de segunda ordem, que se resume em uma aproximação linear de modelos não lineares.

## **CAPÍTULO 4**

### **CONCLUSÃO**

Implementou-se um versátil sistema eletrônico para gerar e para avaliar movimentos nos membros inferiores de pessoas hígdas e com lesão medular.

O eletroestimulador pode fornecer correntes com amplitude de até 140 mA.

O eletroestimulador implementado pode fornecer corrente com amplitude adequada para gerar movimentos nos membros inferiores de voluntários.

A frequência do sinal de estimulação aplicado nos membros inferiores de voluntários normalmente não ultrapassa 1 kHz. Como o circuito do eletroestimulador trabalha com frequências de sinais com forma de onda quadrada até 25 kHz, sem distorção, pode-se inferir que nas aplicações, nas quais o eletroestimulador será utilizado para gerar movimentos nos membros inferiores de voluntários, os sinais produzidos pelo equipamento não serão distorcidos.

Além dos ajustes dos parâmetros de estimulação, que podem ser feitos de forma ágil, também é possível, por meio de gráficos e de indicadores, monitorar em tempo real a forma de onda de estimulação aplicada, o deslocamento, a velocidade e a aceleração angular da perna do voluntário durante os experimentos. Por meio da interface implementada, o projetista tem total controle sobre o experimento, podendo intervir da forma que achar necessária e monitorar todas as grandezas que estão sendo verificadas.

Com a elaboração da cadeira ergonômica, em conjunto com todos os sensores, tem-se uma plataforma versátil, que pode ser utilizada não só para testes com FES, mas também para outros experimentos que envolvam observação dos movimentos dos membros inferiores.

O controlador PID foi eficiente para estabelecer a posição da perna do voluntário hígido na posição desejada pelo usuário.

A partir dos resultados obtidos, assume-se que a utilização de DSPs para implementar controladores para sistemas em malha fechada é válida uma vez que o dispositivo possui capacidade para processar os sinais de realimentação, para fazer o controle e para atuar sobre a planta com eficiência e com facilidade.

Durante o teste de repetibilidade, pode-se notar visivelmente que todas as estimulações resultaram em variações angulares diferentes. Isso confirma que os parâmetros do modelo matemático do músculo variam a todo o momento.

A princípio, as diferenças nos resultados, podem ser atribuídas à fadiga muscular, que é uma consequência de cada estimulação. Além disso, por mais que se tente repetir o ambiente em que os testes são realizados, há mudanças a todo o momento, mesmo que imperceptíveis uma vez que existe a dinâmica natural do corpo. Desta forma, deve-se estar atento para que o controlador seja o mais robusto possível, para que a variação dos parâmetros comprometa de forma mínima o controle realizado.

Os testes de identificação podem ser considerados satisfatórios uma vez que as correlações dos dois testes realizados ficaram acima de 0,93, ou seja, uma ótima aproximação para o modelo real. Entretanto, deve-se ter em mente que, os parâmetros identificados foram para o momento do teste, para o estado atual do músculo envolvido, e para o ambiente em que o voluntário estava. Os parâmetros mudam a todo o momento, impossibilitando a garantia de que ao se projetar um controlador, o resultado será o mesmo, ou próximo ao da simulação.

Nos testes de controle da posição angular, pode-se observar que em todos os casos, o controlador fez que a perna se estabelecesse na posição desejada pelo usuário, com erro de regime inferior a 2%. Os tempos de estabelecimento ficaram próximos ao projetado.

Outro fator a ser ressaltado foi a variação da corrente média. Em diferentes testes, mesmo após a posição da perna ter se estabelecido no ângulo desejado, a corrente média continuou se alterando e, em alguns casos, aumentando. Esse fato evidencia que houve algum distúrbio no sistema ou a planta se alterou durante o experimento e o controlador teve que alterar a corrente média para manter a posição angular na referência desejada.

Como projeto futuro pretende-se aplicar um controle robusto e estimular outros grupos musculares.

## REFERÊNCIAS

BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY, L. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos**. 8. ed. Pearson: Prentice Hall, 2004.

BRASIL. Ministério da Saúde. Fundação Nacional de Saúde. Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996 - sobre pesquisas envolvendo seres humanos. **Informe Epidemiológico do SUS**, Brasília, DF, v. 5, n. 2, p. 13-41, abr./jun. 1996. Suplemento 3.

CHANG, H. W. A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications. **IEEE Transactions On Instrumentation And Measurement**, Taipei, v. 51, n. 1, p. 02-09, feb. 2002.

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

ELETRODO auto adesivo para eletroestimulação Tens e Fes 4,5 x 5cm – [Spes]. Loja hospinet. *Site*. 2013. Disponível em: < <http://www.lojahospinet.com.br/eletrodo-auto-adesivo-para-eletroestimulacao-tens-e-fes-45-x-5cm-p1143>>. Acesso em: colocar a data de acesso.

FACHGEBIET REGELUNGSSYSTEME TU. Controlled Functional Electric Stimulation (FES) in the rehabilitation of spinal cord injured persons and stroke patients. Berlim: [S. n.], 2009. 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.](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: jun. 2012:

FARIA, U. C. **Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares**. 2006.199f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Ilha Solteira, 2006.

FRANKEN, H. M. et al. Identification of passive knee joint and shank dynamics in paraplegics using quadriceps stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, New York, v. 1, n. 3, p. 154-164, 1993.

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

GAINO, R. **Controle de movimentos de pacientes paraplégicos utilizando Modelos Fuzzy T-S**. 2009. 178 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Ilha Solteira, 2009.

GOMES, R. R. **Motor Mancal com controle implementado em um DSP**. 2007. 130 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Instituto Alberto Luiz Coimbra de

Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE. **Censo demográfico**. Brasília: IBGE, 2010a. Disponível em: <<http://www.deficientefisico.com/resultados-do-censo-2010-feito-pelo-ibge-sobre-pessoas-com-deficiencia/>>. Acesso em: 04 mar. 2012.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE. **Censo demográfico**. Brasília: IBGE, 2010b. 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: 04 mar. 2012.

JOHNSTON, T. E.; FINSON, R. L.; SMITH B. T.; BONAROTI D. M., BETZ R. R., MULCAHEY M.J. Functional electrical stimulation for augmented walking in adolescents with incomplete spinal cord injury. **Journal of Spinal Cord Medicine**, New York, v.26, n. 4, p. 390-400, 2003.

JUNQUEIRA, M. V. N. **Implementação do estágio de potência de um estimulador elétrico neuromuscular**. 2011. 45 f. Trabalho de Graduação – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Ilha Solteira, 2011.

KACZMAREK, K.; KRAMER, K.; WEBSTER, J.; RANDWIRE, R.A 16-channel 8-parameter waveform electro tactile stimulator system. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Madison, v. 38, n. 10, p. 933-943, 1991.

KOZAN, R. F. **Controle da posição da perna de um voluntário utilizando um controlador PID**. 2012. 106 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) — Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Ilha Solteira, 2012.

LADOUCEUR, M.; BARBEAU, H. Functional electrical stimulation-assisted walking for persons with incomplete spinal injuries: changes in the kinematics and physiological cost of overground walking. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, Stockholm, v. 32, n. 2, p. 72-79, 2000.

LAW, L. A. F.; SHIELDS, R. K. Predicting human chronically paralyzed muscle force. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 100, n. 3, p. 1027-1036, Nov. 2006.

LIANZA, S. **Estimulação elétrica funcional - FES e reabilitação**. Rio de Janeiro: Atheneu, 1993. 98 p.

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 Orthopedics Research**, New York, v. 14, p. 131-138, 1996.

MARTIN, P. S. O milagre de voltar a andar. **Revista Galileu**, São Paulo, v. 95, n. 300, p. 57-61, jun. 1999.

MOHAMMED, S.; POIGNET, P.; FRAISSE, P.; GUIRAUD, D. Lower limbs movement restoration using input-output feedback linearization and model predictive control. **IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems**, Tsukuba, n. 4399356, p. 1945-1950, 2007.

NEMESYS. Eletrodiagnósticos. In: QUARK. **Manual de operação Quarks**. Piracicaba: Quark, 2004.

NUNES, R. A. A.; ALBUQUERQUE, M. P. **Introdução a processadores de sinais digitais**. Rio de Janeiro: Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas, 2006. 17 p. (NT-001/2006).

POPOVIC, M. R. et al. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses. **IEEE Engineering in Medicine and Biology**, Piscataway, v. 20, n. 1, p. 82-93, 2001.

PRADO, T. A. **Implementação de um controlador PID embarcado para o controle em malha fechada de um estimulador neuromuscular funcional**. 2009. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Ilha Solteira, 2009.

RITTIPAD, K.; CHAROEN, B. A pid controller for ankle movement restoration. In: WATKINS, A.; EHST, M. (Eds.). **Science, technology and innovation: capacity building for sustainable growth and poverty reduction**. Washington: World Bank, 2008.

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

SANCHES, M. A. A. Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos em paraplégicos. 2013. 186 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Ilha Solteira, 2013.

SCI-INFO-PAGES. Spinal cord injury facts and statistics. [S.l]: [S.n], 2012. Disponível em: <<http://www.sci-info-pages.com/facts.html>>. Acesso em: 24 mar. 2012.

SCREMIN, A et al. 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.

SENE, M. **Efeitos da estimulação elétrica neuromuscular sobre o gasto energético de lesados medulares**. Florianópolis: UFSC, 2011. Disponível em: <<http://www.ufsc.br>>. Acesso em: 30 mar. 2011.

ACELERÔMETRO triaxial MMA7341L+/.3/11g com regulador de voltagem. Multilógica shop. *Site*. 2013. Disponível em: <<http://multilogica-shop.com/acelerometro-triaxial-mma7341l-±311g-com-regulador-de-voltagem>>. Acesso em: 16 out. 2013.

SILVA, T. I. **Implementação de um sistema para geração e avaliação de movimentos em voluntários hemiplégicos**. 2007. 171 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Ilha Solteira, 2007.

SUETAKE, M.; SILVA, I. N.; GOEDEL, A. Sistema fuzzy compacto embarcado em dsp e sua aplicação para controle v/f de motores de indução. **SBA Controle e Automação**, Campinas, v. 21, n. 3, p. 245-259, maio/jun. 2010.

SUGIMOTO, L. Paraplégicos submetidos a tratamento com estímulos elétricos começam a readquirir movimentos. **Jornal da Unicamp**, Campinas, Edição 258, p. 12–13, 2004. <  
[http://www.unicamp.br/unicamp/unicamp\\_hoje/ju/julho2004/ju258pag12.html](http://www.unicamp.br/unicamp/unicamp_hoje/ju/julho2004/ju258pag12.html) >  
Acesso em: 17 out. 2013

TEIXEIRA, M. C. M., DEAECTO, G. S.; GAINO, R.; ASSUNÇÃO, E.; CARVALHO, A. A.; FARIA, U. da C. Design of a Fuzzy Takagi-Sugeno Controller to Vary the Joint Knee Angle of Paraplegic Patients. **Lecture Notes in Computer Science**, Berlin, v. 4234, n.3, p.118 – 126, 2006.