

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

Campus de Ilha Solteira

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

RENAN FERNANDES KOZAN

*Controle da Posição da Perna de Pessoas Híbridas
Utilizando um Controlador PID*

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

Área do Conhecimento: Automação.

Orientador: PROF. DR. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO.

Ilha Solteira, SP

2012

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da UNESP - Ilha Solteira.

K88c	Kozan, Renan Fernandes. Controle da posição da perna de pessoas hígdas utilizando um controlador PID / Renan Fernandes Kozan. – Ilha Solteira : [s.n.], 2012 106 f. : il. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2012 Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho Inclui bibliografia 1. FES. 2. Controladores PID. 3. DSP. 4. LabVIEW.
------	--

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: Controle da Posição da Perna de Pessoas Híbridas Utilizando um Controlador PID

AUTOR: RENAN FERNANDES KOZAN

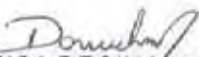
ORIENTADOR: Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

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



Profa. Dra. ERICA REGINA M. D. MACHADO

Departamento de Matemática / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. RUBERLEI GAINS

Departamento de Engenharia Elétrica / Universidade Estadual de Londrina

Data da realização: 31 de agosto de 2012.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pela oportunidade que colocou em minha vida, fazendo com que eu evoluísse em todos os sentidos, pela força nos momentos difíceis, não me deixando desanimar e me ajudando a superar todos os obstáculos, pelos amigos que me fez encontrar e todos os momentos de alegria que vivi durante esse período.

Aos meus exemplos de vida, meu pai Paulo e minha mãe Sandra, que sempre me motivaram, acreditaram e investiram em mim, na esperança que eu me tornasse uma pessoa e profissional melhor, me apoiando em tudo que faço. Também agradeço ao meu irmão Fábio, por todo apoio e compreensão, deixando muitas vezes de lado suas prioridades por mim.

À mulher da minha vida, Sara Nasser Gerônimo, que além de namorada foi amiga e companheira, que sempre soube me consolar e compreender com seu jeito doce e meigo, sempre ao meu lado, tornando a minha vida sempre melhor.

À toda minha família pelo apoio, em especial minhas avós Cilca e Josefina e avô Olímpio, que na simplicidade de cada um, foram exemplos na minha vida de luta e perseverança

Ao meu orientador Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, pela oportunidade dada de trabalhar com um grupo excelente e em um projeto tão interessante, pela paciência, pelos conselhos, pela amizade, pela confiança depositada e principalmente por acreditar no meu potencial e acima de tudo, por ser um exemplo de pessoa e profissional.

Ao amigo Marcelo Sanches, que no decorrer do tempo passou de um colega de trabalho, a um grande amigo, sempre confiando no meu trabalho, orientando meu passos como profissional e como pessoa. Sempre honesto, íntegro e bondoso.

Aos amigos Marcos Junqueira e Mateus Urban, ótimas pessoas, sempre presentes em minha vida, que me ajudaram e aconselharam em diversas situações, além dos ótimos momentos juntos.

Aos amigos de laboratório, Luiz Henrique, Pedro, Renato, Aline, Maria e Jean, pela amizade criada, pela oportunidade de conhecer cada um, pelos momentos de descontração e principalmente pela presença e disposição em ajudar sempre que possível.

Ao Prof. Dr. Ruberlei Gaino, que mesmo distante ajudou não só a mim, mas o grupo todo, sempre mostrando o melhor caminho a seguir, com sua paciência e devoção.

À Prof. Dr. Érica, por toda disposição e disponibilidade em ajudar, por todos ensinamentos e conselhos durante a realização deste trabalho.

Aos professores do departamento da Engenharia Elétrica, em especial ao Prof. Dr. Marcelo, Prof. Dr. Edvaldo e Prof. Dr. Cláudio Kitano, pelas contribuições valorosas e pela prontidão em ajudar.

Aos técnicos do Laboratório de Ensino, pelas contribuições, montagens de placas, componentes e momentos de descontração.

À Dona Jaci, que me acolheu como um filho, cuidando de mim durante todo esse tempo, com todo seu amor e carinho peculiar.

Aos meus amigos de república, André, Leonardo, Luiz Henrique e Vander, pela amizade, companheirismo e momentos tão agradáveis que passamos, que me fizeram chamar aqui de LAR.

RESUMO

A Estimulação Elétrica Funcional (FES - *Functional Electrical Stimulation*) tem sido utilizada na ajuda do restabelecimento de funções motoras em pacientes hemiplégicos e paraplégicos. A estimulação aplicada em níveis adequados pode ser tão eficaz no fortalecimento muscular quanto uma contração muscular voluntária. Este trabalho faz parte de um projeto multidisciplinar que integra controle e instrumentação que tem por objetivo controlar os movimentos dos membros inferiores de pacientes paraplégicos. Utilizando um processador digital de sinais e um modelo matemático linear simplificado efetuou-se a implementação de um sistema de controle em malha fechada, por meio de um controlador PID, da posição da perna de uma pessoa hígida. Implementou-se também o circuito lógico de um estágio formador de onda de um Estimulador Elétrico Neuromuscular, utilizando LabVIEW. Os parâmetros de estimulação podem ser alterados com agilidade e facilidade. Resultados experimentais ficaram muito próximos aos obtidos através das simulações. O sistema de controle conseguiu estabilizar a posição da perna de pessoas híginas no ângulo desejado.

Palavras-chave: FES. PID. DSP. LabVIEW.

ABSTRACT

The Functional Electrical Stimulation (FES) has been used to help restore motor functions of hemiplegic and paraplegic patients. The FES applied at appropriate levels can be as effective in muscle strengthening as a voluntary muscle contraction. This work is part of a multidisciplinary project that integrates control systems and instrumentation to control the movements of the lower limbs of paraplegic patients. Using a digital signal processor and a simplified linear mathematical model, a PID controller was implemented with the aim of controlling the position of the leg of healthy patients. The Neuromuscular Electrical Stimulator logic circuit was implemented using LabVIEW. The stimulation parameters can be changed easily and quickly. The experimental results were very close to those simulated. The control system was able to stabilize the position of the leg of a patient at a desired angle.

Keywords: FES. PID. DSP. LabVIEW.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ligamentos do Joelho.	29
Figura 2 – Estrutura do músculo esquelético.	30
Figura 3 – Diagrama da Unidade Motora.	30
Figura 4 – Unidade Motora.	31
Figura 5 – Variação da tensão na membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação.	31
Figura 6 – Conjunto muscular do quadríceps.	32
Figura 7 – Ondas de eletroestimulação monofásicas.	36
Figura 8 – Ondas de eletroestimulação bifásicas.	37
Figura 9 – Estação de trabalho Experimenter Kit USB Docking Station.	40
Figura 10 – Alguns parâmetros do sinal de saída.	44
Figura 11 – Sinais do microcontrolador e saída do circuito formador de onda.	45
Figura 12 – Sinal do eletroestimulador desenvolvido, com onda gerada pelo circuito lógico.	46
Figura 13 – Corrente de saída em função da carga.	46
Figura 14 – Faixa de frequência do circuito.	47
Figura 15 – Estimulador Elétrico Neuromuscular Desenvolvido.	48
Figura 16 – Ilustração do posicionamento dos acelerômetros.	49
Figura 17 – Conjunto com o acelerômetro modelo MMA7341L.	50
Figura 18 – Sinal durante a calibração do acelerômetro.	50
Figura 19 – Conjunto com o giroscópio modelo LPR510AL.	51
Figura 20 – Eletrogoniômetro da Lynx.	51
Figura 21 – Gráfico de calibração do eletrogoniômetro.	52

Figura 22 – Cadeira Ergonômica.	53
Figura 23 – Interface criada no software LabVIEW 2011.	55
Figura 24 – Botão da Tranquilidade.	56
Figura 25 – Kit didático de controle da DEGEM Systems.	59
Figura 26 – Diagrama do processo de identificação da planta do motor DC.	60
Figura 27 – Diagrama de blocos da planta do motor DC identificada.	60
Figura 28 – Resposta da planta identificada e do motor DC.	60
Figura 29 – Diagrama de blocos da simulação do DSP 1 atuando com a planta discretizada do motor DC.	61
Figura 30 – Diagrama de blocos do algoritmo embarcado para que o DSP atue como planta do motor DC.	61
Figura 31 – Resposta da planta identificada e embarcada do motor DC.	62
Figura 32 – Diagrama de blocos do sistema em malha fechada com DSP 1 atuando como a planta do motor DC.	62
Figura 33 – Diagrama de blocos do algoritmo para que o DSP atue como Controlador do Motor DC.	62
Figura 34 – Resposta do sistema em malha fechada com DSPs para o motor DC.	63
Figura 35 – Diagrama de blocos do DSP 2 como controlador em malha fechada atuando sobre o motor.	63
Figura 36 – Resposta do sistema em malha fechada simulado e do motor controlado pelo DSP.	64
Figura 37 – Diagrama de blocos do modelo linear simplificado discretizado.	67
Figura 38 – Diagrama de blocos do algoritmo utilizado para o DSP1 com o modelo linear simplificado.	67
Figura 39 – Planta identificada e também embarcada do modelo linear simplificado.	68
Figura 40 – Diagrama de blocos da simulação do sistema em malha fechada com os DSPs para o modelo linear simplificado.	69
Figura 41 – Diagrama de blocos do algoritmo embarcado para que o DSP atue como Controlador do modelo linear simplificado.	69

Figura 42 – Resposta do sistema em malha fechada simulado para o modelo linear simplificado.	70
Figura 43 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 1 no Dia 1.	71
Figura 44 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 1 no Dia 2.	71
Figura 45 – Valores Máximos e Mínimos durante o Teste de Repetibilidade com o Voluntário 1.	72
Figura 46 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 2 no Dia 1.	73
Figura 47 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 2 no Dia 2.	73
Figura 48 – Valores Máximos e Mínimos durante o Teste de Repetibilidade com o Voluntário 2.	74
Figura 49 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 3 no Dia 1.	75
Figura 50 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 3 no Dia 2.	75
Figura 51 – Valores Máximos e Mínimos durante o Teste de Repetibilidade com o Voluntário 3.	76
Figura 52 – Programa desenvolvido em LabVIEW para Identificação de Sistemas.	78
Figura 53 – Tela do Bloco de Estimação de Função de Transferência.	78
Figura 54 – Simulação da Planta Identificada Para o Primeiro Teste do Voluntário 3	79
Figura 55 – Simulação da Planta Identificada Para o Segundo Teste do Voluntário 3	79
Figura 56 – Simulação do sistema em malha fechada para controlar a posição da perna.	80
Figura 57 – Ambiente PID Tuner do bloco PID.	80
Figura 58 – Algoritmo de Controle da Posição da Perna Gravado no DSP.	81
Figura 59 – Programa Desenvolvido no LabVIEW para testes de controle.	82
Figura 60 – Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 30° - corrente de 60mA.	82
Figura 61 – Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 40° - corrente de 60mA.	83
Figura 62 – Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 60° - corrente de 65mA.	84
Figura 63 – Teste de Controle - Variação Angular de 40 a 50° - corrente de 65mA.	84

Figura 64 – Teste de Controle - Variação Angular de 40 a 60° - corrente de 65mA. 85

Figura 65 – Teste de Controle - Variação Angular de 50° a 60° - corrente de 65mA. 85

Figura 66 – Teste de Controle - Variação Angular de 60 a 40° - corrente de 65mA. 86

Figura 67 – Teste de Controle - Variação Angular de 60 a 50° - corrente de 65mA. 86

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	OBJETIVOS	21
3	ESTADO DA ARTE	23
4	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	27
4.1	Fisiologia do Sistema Musculoesquelético	27
4.2	Modelo Matemático do Músculo	32
4.3	Estimulação Elétrica Funcional	34
4.4	Análise e experimentação de sistemas utilizando DSP	38
5	PLATAFORMA DE TESTES	43
5.1	Estimulador Elétrico Neuromuscular	44
5.2	Cadeira Ergonômica e Sensores	48
5.3	Software para ajuste de parâmetros	53
6	SISTEMA DE CONTROLE PARA UM MOTOR DC	59
7	SISTEMA DE CONTROLE PARA POSIÇÃO DA PERNA	65
7.1	Controle para o Modelo Linear Simplificado utilizando DSP	66
7.2	Teste de repetibilidade	70
7.3	Identificação da Planta	76
7.4	Controle da Posição da Perna	79
8	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	89
	REFERÊNCIAS	92
	ANEXO A - PROTOCOLO DO PONTO DE ATIVAÇÃO	98

ANEXO B - PROTOCOLO DE REPETIBILIDADE	101
ANEXO C - PROTOCOLO DE IDENTIFICAÇÃO	103
ANEXO D - PROTOCOLO DE CONTROLE	105

1 INTRODUÇÃO

De acordo com o IBGE (1991), no censo demográfico realizado em 1991, existiam 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 números de casos, com 37.421 deficientes paraplégicos, em segundo lugar está Minas Gerais com 22.507 e, em seguida, o Rio de Janeiro com 16.690 casos.

Em 2000, o Brasil possuía, segundo o IBGE (2000), 955.287 deficientes físicos, entre pacientes hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos. O IBGE não distinguiu os hemiplégicos, dos paraplégicos e tetraplégicos. Não há dados mais atualizados a respeito, uma vez que não houve um censo posterior a este.

De acordo com a revista eletrônica SCI-INFO (2012), 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. Na Europa e na América do Norte a prevalência de paralisia muscular foi estimada em 500-1000 pessoas por cem mil da população (RITTIPAD; CHAROEN, 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, fazendo com que as condições de saúde sejam deterioradas. Quando um indivíduo não exercita ou movimenta o lado paralisado, pode agravar o quadro clínico, influenciando diretamente na sua qualidade de vida, e consequentemente, de forma indireta aos que convivem a sua volta.

Há 40 anos a expectativa de vida de um paciente com lesão medular era de 5 anos. A maioria dos pacientes morria, neste período, 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 agora uma expectativa de vida em torno de 50 anos (GAINO, 2009).

A Estimulação Elétrica Funcional (FES - *Functional Electrical Stimulation*) é uma

metodologia para ativar eletricamente diversos músculos em uma sequência coordenada. Durante várias décadas tem sido utilizada para restaurar ou manter a atividade muscular de pacientes paraplégicos que sofrem de lesões na medula espinhal e deficiências neurológicas relacionadas (WU; YOUNG; KUO, 2002).

Desde os anos 60, a FES tem sido utilizada na ajuda ao restabelecimento de funções motoras em pacientes hemiplégicos e paraplégicos. Pelo princípio de funcionamento e pelos resultados obtidos, a contração muscular produzida é semelhante à contração gerada por um estímulo enviado pelo Sistema Nervoso Central (SNC). Sua aplicação em tratamentos fisioterápicos de pacientes paraplégicos em malha fechada tem eficácia comprovada (FERRARIN; PEDOTTI, 2000).

Há vários relatos de 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. Nos Estados Unidos, um homem paraplégico há 17 anos, depois de um tratamento fisioterápico de um ano, levantou da cadeira e deu vários passos pela sala. Na Alemanha, alguns pacientes, após um tratamento fisioterápico, começaram a recuperar a capacidade de andar depois de meses de tratamento intensivo. 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. No Brasil, Alberto Cliquet e sua equipe, conseguiram fazer com que um rapaz voltasse a caminhar apoiado num andador, após sessões de estimulação neuromuscular (MARTIN, 1999).

Mesmo após várias pessoas terem voltado a andar, muitos estudos necessitam ser realizados, uma vez que ainda não há teoria sólida que explique os diversos casos estudados. A teoria de biomecânica e a fundamentação matemática da teoria de controle são necessárias para explicar e conceituar mais adequadamente os fenômenos em questão (GAINO, 2009).

Numerosos estimuladores foram desenvolvidos para diversas aplicações de FES, desde os mais simples estimuladores com um único canal, até os mais complexos com multicanais programáveis (WU; YOUNG; KUO, 2002).

Atualmente, o uso da FES é comumente realizado em malha aberta, ou seja, com parâmetros pré-programados fixos. Para se obter o controle da marcha de um paciente faz-se necessário levar em consideração vários parâmetros como o ângulo formado entre a perna e a coxa, a força muscular, entre outros. Quando se faz isso, os parâmetros de

estimulação não são mais fixos. O controle da força muscular em malha fechada devido a FES possibilita a variação desses parâmetros de estimulação de forma apropriada (PRADO, 2009).

A estimulação aplicada em níveis adequados pode ser tão eficaz no fortalecimento muscular quanto uma contração muscular voluntária (LIEBER; SILVA; DANIEL, 1996). O principal desafio que se enfrenta quando se aplica FES nos membros inferiores paralisados é evitar a hiperestimulação e minimizar 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, as áreas de Teoria de Controle e Instrumentação Eletrônica são fortes e consolidadas. Há excelentes grupos de pesquisa em Controle, que na sua grande maioria trabalham com teoria e simulação. Há também ótimos 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.

No Brasil ainda há poucos pesquisadores e centros que trabalham na área de Engenharia de Reabilitação, fazendo com que apenas um reduzido número de pacientes possa ser beneficiado.

Neste trabalho, utilizando uma plataforma de teste desenvolvida, equipada com um Estimulador Elétrico Neuromuscular, com uma cadeira ergonômica, processador digital de sinais, diversos sensores e sistemas de aquisição de dados, efetuou-se a implementação de um sistema de controle em malha fechada da posição da perna de uma pessoa hígida.

Inicialmente, realizou-se procedimento experimental para controlar a velocidade de um motor DC, visando validar a metodologia empregada. Em seguida, foi feita a simulação do controle da posição da perna a partir de um modelo linear simplificado. Por fim, os parâmetros do modelo matemático foram identificados e o sistema de controle em malha fechada, utilizando um controlador PID (Proporcional, Integrativo e Derivativo), foi implementado.

2 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é o controle da posição da perna de pessoas híidas utilizando um controlador PID e estimulação elétrica funcional.

Os objetivos secundários são:

- Verificar a repetibilidade da posição angular de uma pessoa híida em resposta à um mesmo estímulo, em momentos diferentes;
- Realizar a identificação dos parâmetros de um modelo matemático linear que relaciona a posição angular com um estímulo elétrico.
- Projetar, implementar e analisar, utilizando o software LabView e um dispositivo DSP, um controlador PID para o modelo matemático linear identificado.

3 ESTADO DA ARTE

De acordo com Ferrarin et al. (2001), controlar movimentos de membros paralisados de pessoas por meio de FES é um problema particularmente complexo. As dificuldades surgem a partir da planta ser não-linear e altamente variante no tempo. Desta forma, o projeto de controladores pode se beneficiar de um modelo muscular matemático aproximado. Em princípio, quanto melhor o modelo muscular tanto melhor o controle.

Muitos pesquisadores investiram seu tempo e energia em prol da reabilitação de pacientes por meio do uso de estimulação elétrica neuromuscular em malha fechada (PRADO, 2009). A seguir serão citados alguns trabalhos. As pesquisas foram realizadas nas bases de dados do IEEE Explore, Scopus, Web Science, Google e Google Acadêmico.

Chizeck et al. (1983) projetaram um controlador digital do tipo um polo e um zero utilizando modulação por largura de pulso e o método do lugar das raízes. Foi aplicado em músculos de gato. Os primeiros resultados mostraram que o controlador se comportou de forma satisfatória e robusta por possuir baixa sensibilidade a erros de modelagem do músculo.

Wilhere, Crago e Chizeck (1985) projetaram um controlador digital utilizando o método de síntese de Truxal, em que se objetiva a compensação da parte dinâmica da planta. O controlador implementado foi testado em músculos de gatos e avaliado quanto à estabilidade em malha fechada, linearidade e resposta a entrada degrau. Os resultados mostraram que o sistema é estável em malha fechada para várias entradas diferentes. No entanto, o resultado esperado para a entrada degrau foi diferente do obtido devido aos erros na compensação da parte dinâmica da planta por parte do controlador.

Lan, Crago e Chizeck (1988) apresentaram um controlador digital para atuar em estimulação elétrica neuromuscular funcional utilizando modulação por largura de pulso (PW - pulse width) e modulação do período de estimulação (SP - stimulus period) simultaneamente. Este controlador PW+SP utiliza uma lei de controle baseada no controlador PI. Este sistema foi testado em músculos de gatos e apresentou melhor

desempenho do que um controlador PI somente com modulação por largura de pulso.

Veltink et al. (1992) fizeram uma comparação entre o sistema em malha aberta com um compensador e um sistema em malha fechada com um controlador PID. O estímulo era monofásico, o período de estímulo foi de 100ms, a duração dos pulsos foi de 50 a 200 μ s e a amplitude dos pulsos foi entre 300 e 400 μ A. Os experimentos foram feitos com sete gatos sedados, os três primeiros usados para identificação e os outros quatro para avaliação. Segundo os autores não houve diferenças significativas nos desempenhos dos controladores.

Em um trabalho anterior, Crago, Peckham e Thrope (1980) já haviam usado o músculo soleus de um gato, com a justificativa de que tem propriedades mecânicas e metabólicas aproximadamente constantes, similares aos músculos estimulados em pacientes humanos. Além disso, este músculo tem alta resistência a fadiga, o que facilitou a realização dos experimentos.

Ferrarin et al. (1996) projetaram um controlador PID do tipo mestre-escravo para controlar a posição angular do joelho. A escolha dos parâmetros do controlador foi realizada utilizando-se o método de Ziegler e Nichols. Os resultados mostraram que para movimentos lentos o controlador PID teve bom desempenho, podendo-se aplicá-lo para auxiliar um paciente paraplégico a se levantar. Neste caso, a posição angular do joelho foi controlada tendo como referência o ângulo formado por outro goniômetro preso ao cotovelo.

Diversos tipos de controladores não analíticos, incluindo Rede Neural Artificial (RNA) (ABBAS; CHIZECK, 1995; GRAUPE; KORDYLEWSKI, 1994) e Fuzzy (NG; CHIZECK, 1993; WANG; ANDREWS, 1994), foram importantes, uma vez que os sistemas neuromusculares são tipicamente não-lineares e, frequentemente, difíceis de se fazer a modelagem matemática.

Abbas e Triolo (1997) implementaram um controlador através de Rede Neural Artificial(RNA) utilizando um algoritmo Feedforward Adaptativo. Os testes foram realizados em dois paraplégicos com um par de eletrodos intramuscular por perna. A perna do voluntário era fixada a uma posição de vinte graus e quando estimulado, um extensômetro mensurava o toque, que servia de realimentação para o sistema de controle, que controlava a planta, modificando a largura do pulso de estímulo enquanto a amplitude era fixada em 20mA. Segundo os autores, o erro foi baixo e o sistema de controle é válido pois faz adaptações levando em consideração alterações da planta, como o caso de fadiga. Entretanto, a forma de onda utilizada foi uma senoidal retificada e não a quadrada bifásica,

como é o de costume.

Chen et al. (1997), utilizaram um controlador com Fuzzy para controlar os movimentos dos membros inferiores para gerar movimento cíclico em pedais de bicicleta. O movimento era gerado estimulando sequencialmente os conjuntos musculares corretos e quando os músculos não eram estimulados eram deixados conduzir pela energia potencial. As formas onda, com amplitude variável, foram monofásicas de 20Hz e largura de pulso de 300us.

Lu e Zhang (2010) projetaram e simularam um controlador Fuzzy-PID que se mostrou superior aos controladores PID e Fuzzy separadamente. A combinação dos dois une suas melhores características. Segundo a avaliação dos autores, as qualidades dinâmicas e estáticas melhoraram muito com o novo controlador, além de ter aumentado a robustez.

Chang et al. (1997) compararam um controlador feedforward, um controlador PID e a combinação de ambos. O controlador foi implementado com uma RNA Feedforward com multicamadas, treinada com sinais obtidos de experimentos usando uma sequência randômica inicializada pelo método Nguyen-Widrow, filtradas por um filtro passa-baixas. A parte experimental do estudo foi com um paciente paraplégico em um aparato experimental no qual um ângulo configurado é monitorado durante os testes de estimulação do quadríceps. Os resultados mostraram que o controlador Neuro-PID demonstrou um desempenho um pouco melhor do que o controle por RNA sozinho e um desempenho significativamente superior ao controlador PID.

Wu, Young e Kuo (2002) utilizaram um DSP TMS320C32 para gerar a forma de onda da FES. Os dados de sinais biológicos foram lidos e processados através do software LABVIEW, a forma de onda gerada foi bifásica assimétrica, desequilibrada. Não houve testes com pacientes e não foi implementado nenhum sistema de controle.

Chiou et al. (2002) utilizaram um DSP da Texas Instruments TMS320C31 para gerar a forma de onda do FES a partir da função PWM do DSP. As configurações da forma de onda foram inseridas através do teclado, e podiam ser visualizadas em um display LCD, entretanto não fez nenhum tipo de realimentação, ou controle, nem mesmo testes com pacientes ou validação.

Lin et al. (1997) utilizaram o DSP da Texas Instruments TMS320C31 para gerar o sinal do FES, para processar a realimentação e operar o controlador. Entretanto, o trabalho não menciona qual o controlador usado, mas expõe que a realimentação é feita por meio de sinais de Eletromiografia (EMG). Não foram realizados testes com pacientes.

Abbas e Chizeck (1995) e Chang et al. (1997) obtiveram bons resultados utilizando

redes neurais, pois sendo o músculo muito complexo, os parâmetros do controle devem ser variáveis. Ferrarin et al. (2001) utilizaram Lógica Fuzzy; Chang et al. (1997) e Riner e Fuhr (1998) utilizaram Fuzzy Mandani em pacientes paraplégicos.

Jezernik, Wassink e Keller (2004) projetaram um controlador com a técnica denominada de modos deslizantes, aplicada a sistemas não-lineares. Esta técnica assegura erro nulo e estabilidade a todos os estados do sistema e robustez a distúrbios. O controlador foi testado em pacientes e demonstrou robustez, estabilidade e bom desempenho.

A partir da técnica apresentada por Taniguchi et al. (2001), um controlador fuzzy Takagi-Sugeno (T-S) foi projetado por Teixeira et al. (2006) e Gaino (2009), visando variar o ângulo da articulação do joelho de um paciente paraplégico mediante estimulação elétrica no músculo quadríceps. Foi considerado o modelo matemático da perna proposto por Ferrarin e Pedotti (2000). Este modelo relaciona a largura do pulso aplicado com o torque gerado na articulação do joelho.

Um grande obstáculo para se implementar em hardware os modelos da teoria de controle, é a dificuldade de se conhecer diversas plataformas.

A maioria dos trabalhos relacionados a esta área são antigos e realizados com tecnologias que não permitiam implementar com sucesso os controladores necessários. Além disso, os experimentos, na maioria das vezes, eram apenas simulados ou testados em animais. Recentemente, com a chegada de novas tecnologias, é possível implementar sistemas seguros e robustos, possibilitando os experimentos com humanos, aumentando significativamente a qualidade e o rendimento das pesquisas nesta área.

Têm-se excelentes pesquisadores trabalhando com teoria de controle, e excelentes pesquisadores trabalhando com instrumentação eletrônica, porém, são poucos os trabalhos conjuntos de pesquisadores destas duas áreas, realizadas com o objetivo de melhorar a qualidade de vida de pacientes portadores de alguma deficiência. Poucos trabalhos abordando sistemas de geração de marcha em malha fechada, visando a reabilitação de pacientes paraplégicos, têm sido publicados, recentemente, em importantes congressos Brasileiros, como o Congresso Brasileiro de Automática e o Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (GAINO, 2009).

Com este projeto visa-se inovar em um nicho pouco explorado e aprofundado no Brasil uma vez que não foram encontrados, nas bases procuradas, informações de grupos brasileiros que trabalhem com FES em malha fechada, para nenhum tipo de controlador, nem mesmo o PID, que é o objeto de pesquisa deste estudo.

4 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Tendo em vista o caráter multidisciplinar do assunto abordado, faz-se necessário a apresentação teórica de alguns dos fundamentos utilizados para o desenvolvimento deste trabalho.

Na seção 4.1 é descrito o sistema musculoesquelético de forma geral, o processo de contração muscular e apresenta os músculos que compõem o conjunto muscular do quadríceps.

Na seção 4.2 é apresentada a pesquisa realizada por Law e Shields (2006) e o modelo linear simplificado utilizado para prever o comportamento dos membros inferiores em resposta a estímulos.

Na seção 4.3 são abordados conceitos de estimulação elétrica neuromuscular, expondo as formas de ondas utilizadas e seus parâmetros elétricos.

Na seção 4.4 é proposto o uso de processadores de sinais digitais para atuarem como controladores e como metodologia alternativa para análise e experimentação de sistemas com controle em malha fechada.

4.1 Fisiologia do Sistema Musculoesquelético

O sistema músculo esquelético é um complexo de músculos, ossos e tecidos conectivos que produzem movimento no corpo humano (FREIVALDS, 2004).

A função do sistema esquelético é promover um sistema rígido de conexões para fixação dos músculos, base do movimento e proteger o organismo interno. Existem mais de 200 ossos no corpo humano de vários tamanhos, formatos e propriedades mecânicas, compondo diversas categorias (FREIVALDS, 2004).

Os tecidos conectivos flexíveis do corpo, compostos por ligamentos, tendões, fáscia e cartilagem, promovem o suporte estrutural do sistema musculoesquelético e transmitem forças entre os seus componentes. Os tecidos conectivos são similares aos ossos, compostos

de células, matrizes extracelulares de fibras, que determinam as propriedades mecânicas do tecido conectivo, e uma substância, contendo polissacarídeo com uma proteína no núcleo e lipídios imersos na água. Existem três tipos de fibras: colágenas, elastinas e reticulares. Fibras colágenas fornecem força e resistência ao tecido, elastinas promovem elasticidade ao tecido e as reticulares promovem tamanho e volume ao músculo. Os ligamentos são compostos por elastina e colágeno, com maior proporção na última, e se conectam entre as extremidades de um osso ao outro, promovendo estabilidade e movimento das juntas (FREIVALDS, 2004).

Tendão é um tecido fibroso e denso que conecta o músculo ao osso, transmitindo a força muscular. É composto quase que completamente de feixes paralelos de fibras colagenosas sem elasticidade (FREIVALDS, 2004).

Fáscia é um tecido conectivo que cobre órgãos e músculos. É muito elástico (alta porcentagem de elastina) com irregular arranjo das fibras, permitindo elasticidade em todas as direções (FREIVALDS, 2004).

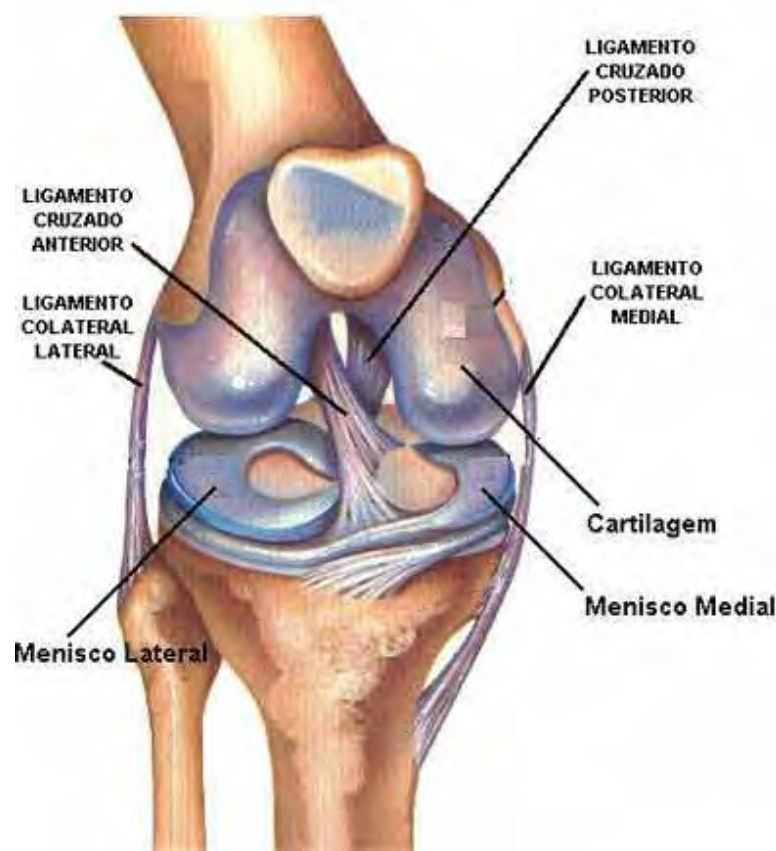
A cartilagem cobre a superfície óssea articular, sendo encontrada na orelha, nariz e discos intervertebrais. Composta de colágeno e elastina, transfere forças entre ossos articulados, distribui forças nas juntas e permite relativo movimento entre superfícies articuladas, com o mínimo de atrito (FREIVALDS, 2004).

Na Figura 1 é possível observar uma ilustração do joelho, com seus ossos e ligamentos.

O músculo é um material altamente estruturado e organizado, na qual cada estrutura e cada organização podem ser associadas com propriedades funcionais específicas (HERZOG; NIGG, 1999).

Geralmente, os músculos são classificados como músculos estriados e não estriados. Os estriados são divididos em esqueléticos e cardíacos. Os não-estriados são encontrados nos órgãos internos. Os cardíacos e não-estriados são controlados pelo sistema nervoso autônomo, e não estão sob controle direto voluntário. Os esqueléticos são ligados aos ossos em um lado da junta pelos tendões, e quando ativados pela contração ou alongamento, movimentam os ossos. Entretanto, devido o músculo ser um tecido flexível, a ação reversa da ativação do alongamento não é possível, e um segundo conjunto de músculos é exigido para retornar o membro à sua posição original. O primeiro conjunto de músculos, os denominados agonistas, ou de movimento primário, atua como primeiro movimento do músculo. Em oposição ao conjunto de músculos (tipicamente do lado oposto das juntas), há os denominados antagonistas, que contrariam os agonistas e opõem-se ao movimento. Tipicamente, um conjunto de músculos está ativo, enquanto o oposto está relaxado

Figura 1 – Ligamentos do Joelho.



Fonte: Frutos (2012).

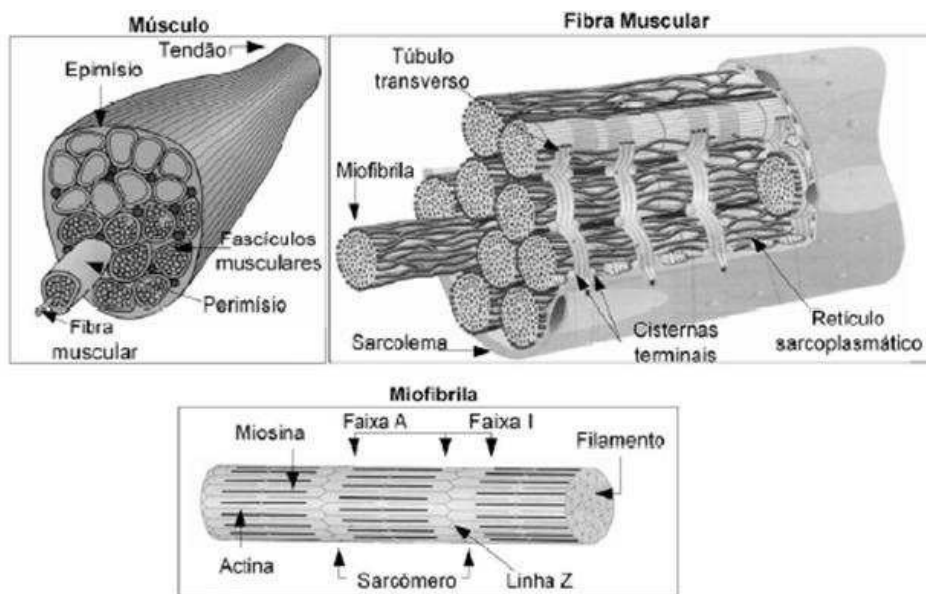
(FREIVALDS, 2004).

O músculo esquelético é composto por vários fascículos musculares, e esses são formados por células chamadas fibras musculares, como ilustrado na Figura 2. As fibras musculares esqueléticas têm forma de um cilindro com diâmetros variando entre 10 e 80 μm . Cada fibra é constituída por centenas de miofibrilas, núcleos celulares e pelo retículo sarcoplasmático, envoltos em uma membrana plasmática chamada de Sarcolema (BELTRAMINI, 1997).

O músculo esquelético é organizado em unidades motoras. Uma unidade motora é definida como um conjunto de fibras musculares, enervadas pelo mesmo neurônio motor, conforme está ilustrado na Figura 3.

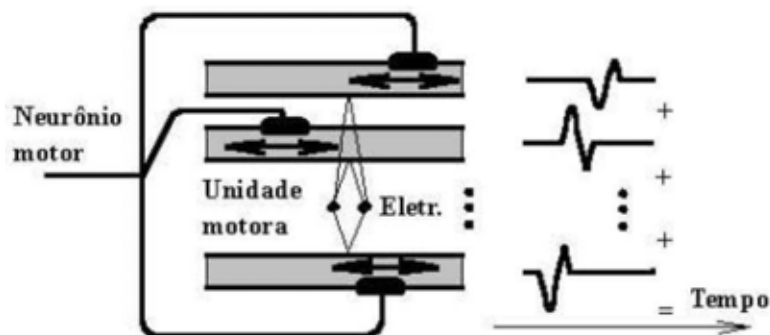
Músculos esqueléticos se contraem em resposta a estímulos eletroquímicos, conforme Herzog e Nigg (1999). Os neurônios motores propagam potenciais de ação para as fibras musculares esqueléticas ocasionando as contrações. Ao alcançarem o músculo, os axônios dos neurônios motores se dividem em pequenas ramificações, cada uma indo para uma fibra muscular. Normalmente, o neurônio motor alcança uma fibra muscular, próxima de

Figura 2 – Estrutura do músculo esquelético.



Fonte: Beltramini (1997).

Figura 3 – Diagrama da Unidade Motora.



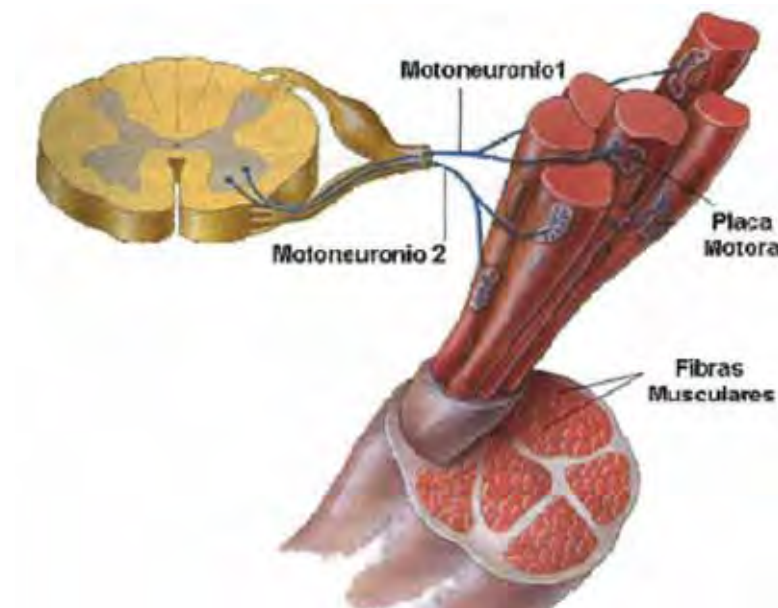
Fonte: Adaptado de Herzog e Nigg (1999).

seu centro, formando a então chamada junção neuromuscular ou sinapse. Na Figura 4 está ilustrado a ligação dos neurônios motores com as fibras musculares.

O potencial de ação pode ser descrito como variações muito rápidas dos potenciais externo e interno da membrana da célula nervosa. Tais potenciais se deslocam ao longo da fibra nervosa até atingirem o terminal do axônio. Cada potencial de ação começa por uma modificação abrupta de um potencial de repouso negativo para um positivo e, em seguida termina com um rápido retorno para o potencial negativo (GUYTON, 1998). Na Figura 5 está apresentado a variação do potencial da membrana durante o potencial de ação.

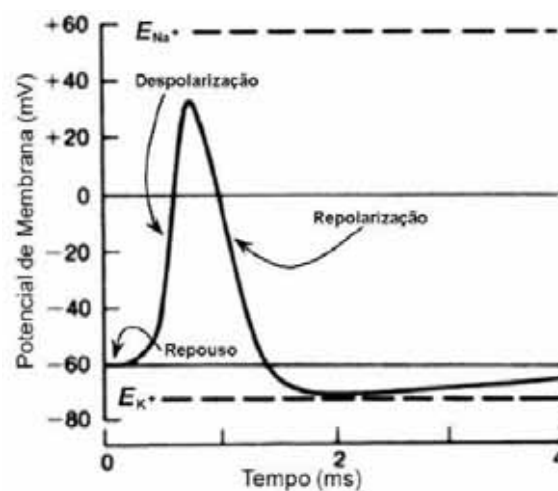
Qualquer interrupção no caminho do potencial de ação impede a contração muscular, como é o caso da lesão medular que causa paralisções em regiões do corpo, de acordo

Figura 4 – Unidade Motora.



Fonte: Pansani (2012).

Figura 5 – Variação da tensão na membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação.

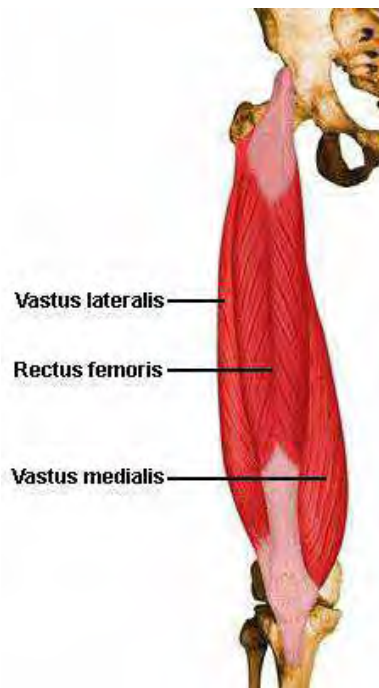


Fonte: Kovaks (1997).

com o local da lesão, ocasionando geralmente em tetraplegia ou paraplegia.

Dentre os músculos dos membros inferiores, está incluso o conjunto muscular do quadríceps, que é formado pelos músculos *rectus femoris* e os *vastus laterais e médios*. Na Figura 6 está ilustrado o conjunto muscular do quadríceps.

Figura 6 – Conjunto muscular do quadríceps.



Fonte: Fisionet (2012).

4.2 Modelo Matemático do Músculo

O uso da estimulação elétrica de músculos tem como objetivo melhorar a qualidade de vida do paciente com membros paralisados, preservando a musculatura desses membros. Assim, faz-se necessário estudar padrões de estímulos que proporcionem o melhor resultado possível. 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 a comparação entre três modelos matemáticos amplamente conhecidos: um 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 pacientes, 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 devesse-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.

No modelo linear, proposto por Law e Shields (2006), uma equação diferencial de segunda ordem é usada para prever a força muscular $f(t)$ decorrente do trem de pulsos de estimulação na entrada $r(t)$. A equação diferencial que representa esse modelo é apresentada na equação:

$$\frac{d^2 f(t)}{dt^2} + 2\omega_n \xi \frac{df(t)}{dt} + \omega_n^2 r(t) = \beta \omega_n^2 r(t) \quad (1)$$

Os parâmetros presentes na equação (1) 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 β é o ganho estático do sistema, ξ o coeficiente de amortecimento e ω_n a frequência natural. Foram obtidos os parâmetros de quatro voluntários, de acordo com o procedimento apresentado por Law e Shields (2006).

Neste trabalho implementou-se o projeto de um controlador digital embarcado. Baseou-se no modelo linear simplificado para um estudo focado no projeto e implementação do controlador PID embarcado. O modelo utilizado nesse trabalho difere do modelo linear simplificado estudado por Law e Shields (2006) no quesito de prever o deslocamento angular da perna decorrente do trem de pulsos de estimulação na entrada, e não a força muscular.

Outro modelo matemático relevante é 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. A partir deste modelo, em Teixeira et al. (2006) e Gaino (2009), foi projetado, pela primeira vez, a equação de espaço de estado, com objetivo de estudos de sistemas não-lineares.

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

possibilidade é a dificuldade da implementação dos controladores, que podem apresentar resultados diferentes das simulações, devido a diversos fatores físicos e ambientais. Desta forma surge a necessidade de projetar-se controladores mais complexos, que prevejam as situações adversas, e técnicas de implementação mais eficazes.

4.3 Estimulação Elétrica Funcional

Os povos da antiguidade já sabiam que determinados tipos de peixes produziam descargas elétricas em seres humanos. Esses peixes eram usados para o tratamento de algumas doenças.

Com os avanços dos estudos da eletricidade, foi possível desenvolver instrumentos que contribuíram significativamente para as pesquisas de aplicação de corrente elétrica.

Em meados de 1786, o fisiologista italiano Luigi Galvani iniciou uma série de experimentos, que consistiam na aplicação de cargas elétricas em nervos e músculos de rãs e sapos, visando provocar contrações musculares. O fisiologista foi um dos precursores no estudo da estimulação elétrica.

Em 1909, Louis Lapicque desenvolveu um estimulador capacitivo, no qual o capacitor era carregado de tal forma que a tensão entre suas placas era apenas uma fração da tensão de uma bateria. Com seu estimulador, Lapicque anuncia a lei fundamental da excitabilidade dos músculos, introduzindo os termos reobase e cronaxia.

Reobase é a intensidade de corrente mínima necessária, em um determinado tempo, para a excitação de uma fibra muscular (NEMESYS, 2004). Cronaxia é o tempo de duração relacionada à intensidade de corrente igual ao dobro da reobase (NEMESYS, 2004). A FES consiste na aplicação de pulsos elétricos nos nervos e/ou músculos com o objetivo de se obter contração muscular.

Para ocorrer à contração, o estímulo 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, 2011). A intensidade de corrente aplicada necessita ser suficiente para disparar um potencial de ação e a duração do pulso não pode ser inferior à duração do pulso produzido pelos mecanismos fisiológicos. A FES pode ser aplicada através de eletrodos superficiais ou implantáveis (POPOVIC et al., 2001). O uso de eletrodos implantados possibilita uma seletividade maior, além de requerer menos energia do sistema de estimulação.

A grande desvantagem é a dificuldade de implantação dos eletrodos, pois eles são invasivos, e muitas vezes podem apresentar reação de corpo estranho, ou quebrar com o uso constante. Por estes motivos os eletrodos de superfície são os mais empregados.

Quando a eletroestimulação é aplicada através 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 eletrodo-pele é em torno de $1\text{ K}\Omega$, mas devido à ocorrência de variação da resistência de acoplamento eletrodo-pele e da própria impedância do tecido, pode variar de 700Ω a $1,2\text{ K}\Omega$. A impedância da interface pode ser minimizada com a aplicação de gel condutor entre a pele e o eletrodo.

A estimulação feita por eletrodos superficiais também pode estimular simultaneamente as estruturas nervosas e musculares. Porém, as células nervosas 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).

A corrente induzida em tecidos biológicos deve ter amplitude e duração suficientes para levar células excitáveis a um potencial de membrana superior ao limiar, para produzir um potencial de ação.

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

Existem algumas diferenças entre a contração muscular eletroestimulada para a convencional, como por exemplo a ordem de recrutamento das unidades motoras. No caso da contração muscular eletroestimulada inicia-se pelo tipo FF (rápida e fatigável), depois o tipo FR (rápida e resistente), e por último o tipo S (lenta e resistente), ou seja, o inverso do recrutamento convencional. Desta forma, pode ocorrer mais rapidamente à fadiga muscular, e também a baixa tolerância à eletroestimulação, o que normalmente ocorre no início do tratamento. Esta diferença de recrutamento também causa um rápido incremento de contração com pequenos níveis de eletroestimulação, justamente pelo recrutamento precoce das unidades FF.

Apesar das diferenças, é comprovado o auxílio da eletroestimulação na recuperação muscular e dos movimentos.

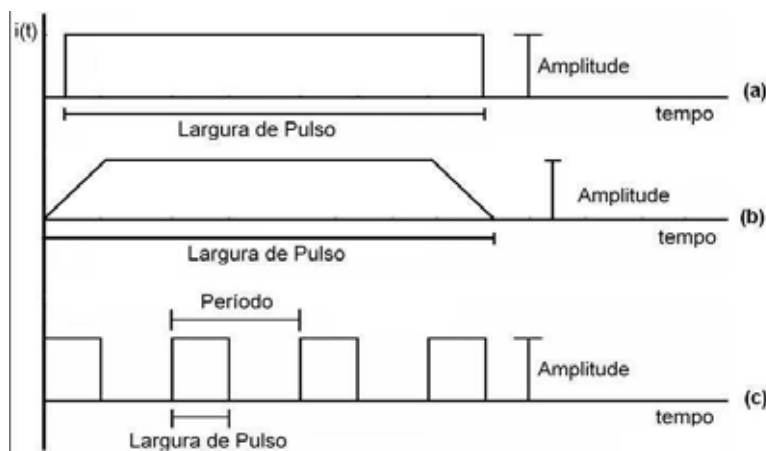
Quando classificar, ou se referir a um tipo de sinal de eletroestimulação, alguns

cuidados devem ser tomados, pois em eletro-fisiologia, diferentemente da eletrônica e eletrotécnica, o termo fase refere-se ao sentido do fluxo de corrente. Se o sinal for contínuo (fluxo de corrente em apenas um sentido) é dito que ele é monofásico, se for alternado (fluxo de corrente nos dois sentidos) recebe a denominação de bifásico. Se a forma de onda bifásica for simétrica ela possui cargas balanceadas (ou equilibradas), caso contrário ela possui cargas desbalanceadas (ou desequilibradas).

Estão ilustradas nas Figuras 7 e 8 algumas formas de onda, destacando-se alguns parâmetros relevantes.

As formas de onda apresentadas na Figura 7 são denominadas monofásicas retangulares. O grande inconveniente deste tipo de estimulação é que elas causam acúmulo de cargas nos tecidos submetidos à FES, pois a corrente tem apenas um sentido, o que dificulta a despolarização do tecido. Portanto, o sinal monofásico não é recomendado para a estimulação funcional transcutânea, pois os acúmulos de cargas normalmente ocasionam irritação na pele.

Figura 7 – Ondas de eletroestimulação monofásicas.



Fonte: Junqueira (2011).

A forma de onda (a) da Figura 7 é considerada um degrau, pois ela sai de um nível baixo (intensidade em nível zero), e chega ao nível alto (intensidade com um determinado nível), abruptamente. Dependendo da amplitude do nível alto, o paciente sente um forte impacto.

Já em (b), pode-se observar uma subida mais suave, ou seja, com vários níveis de intensidade até atingir o nível alto. Para ambos os sinais, (a) e (b), devem ser tomados cuidados quanto à largura do pulso, pois se trata de uma corrente contínua e ininterrupta.

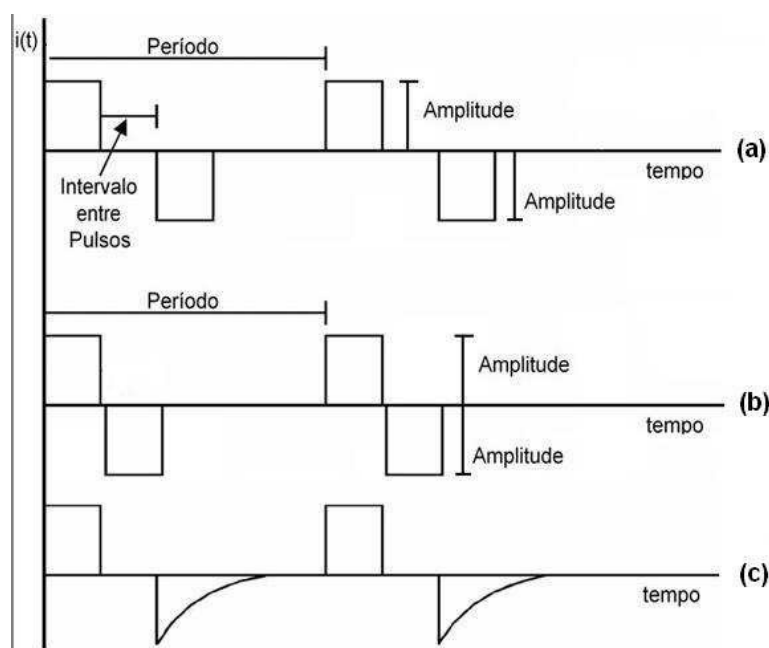
O sinal (c) é monofásico e pulsante, ou seja, uma parte fica em nível alto e outra em baixo. Normalmente, o período em nível alto é menor que o período em nível baixo.

Com um tempo maior em nível baixo o músculo tem maior tempo para se recompor (repolarizar), permitindo assim sessões maiores de terapia, antes de ocasionar uma fadiga muscular.

Normalmente, sinais monofásicos são utilizados com pequena intensidade de corrente e não é comum utilizá-los com a finalidade de gerar movimentos.

Na Figura 8 ilustra-se algumas formas de onda bifásicas.

Figura 8 – Ondas de eletroestimulação bifásicas.



Fonte: Junqueira (2011).

Pode-se observar que em (a) e (b) da Figura 8, são ondas balanceadas (equilibradas), ou seja, o sinal que é aplicado em um sentido acontecerá da mesma forma no sentido oposto, evitando assim o acúmulo de cargas em uma determinada região. Estas formas de onda são vastamente utilizadas em FES para gerar movimentos.

Em (c) é apresentada a forma de onda, retangular em um sentido e com decaimento exponencial no outro. Neste caso, tem-se um sinal bifásico desbalanceado (ou desequilibrado).

De acordo com Petrofsky (2004) e Agne (2005) as frequências de estimulação inferiores a 20 Hz são ineficazes para geração de movimentos funcionais, enquanto que as superiores a 70 Hz, segundo Braun (1988), Rooney, Currier e Nitz (1992) e Rabischong (1996), provocam desconforto sensorial em pessoas hígdas. Escolheu-se a frequência de estimulação típica igual a 50Hz, podendo ser variada entre 50Hz e 100Hz, de acordo a preferência do voluntário, ou seja, se o voluntário percebesse que uma frequência diferente

de 50Hz, mas entre 50Hz e 100Hz fosse mais confortável, essa será a frequência usada para os testes com esse voluntário.

4.4 Análise e experimentação de sistemas utilizando DSP

O controle automático é uma área de extrema relevância na engenharia e na ciência (OGATA, 2010).

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. Nas etapas para o desenvolvimento de controladores, é importante utilizar métodos que preveem 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. Entretanto, por mais precisas que sejam algumas plataformas existentes, como o MATLAB/Simulink, nem todas as variáveis de condições reais são previstas na simulação.

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.

Nos últimos anos, tem crescido muito a demanda por equipamentos portáteis, de fácil manuseio e que tenham uma interface simples com o usuário. O Processador Digital de Sinais(DSP - Digital Signal Processor) 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 processamento de sinais digitais consiste no método de analisar sinais do mundo real usando ferramentas matemáticas, podendo assim realizar transformações ou extrair informações desses sinais (NUNES; ALBUQUERQUE, 2006).

Criado no começo da década de 80 pelas principais empresas de componentes eletrônicos, como a Texas Instruments, Analog Devices e Motorola, o DSP se tornaria em pouco mais de uma década o centro das atenções no mundo da eletrônica, sendo hoje o coração de muitos equipamentos de diversas áreas da indústria (NUNES; ALBUQUERQUE,

2006).

O DSP surgiu com o propósito de se criar um microprocessador com uma arquitetura desenvolvida especificamente para operações que requeressem um processamento digital de sinais. Hoje em dia tem-se um produto que engloba, em um único chip, tecnologia suficiente para realizar praticamente qualquer tipo de processamento e análise de dados e sinais (NUNES; ALBUQUERQUE, 2006), incluindo o projeto de sistemas com controle embarcado.

O DSP, acima de tudo, é um dispositivo programável, que detem 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).

A tecnologia DSP está presente atualmente em inúmeros dispositivos como celulares, computadores multimídia, gravadores de vídeo, CD players, controladores de disco rígido e modems. Inclusive, estão sendo desenvolvidas, atualmente, formas de se substituir circuitos analógicos em televisores e em telefones. Desta forma o DSP se faz presente nas mais diversas áreas, como militar, médica, científica e automotiva (NUNES; ALBUQUERQUE, 2006).

Existem diversos trabalhos que utilizam o DSP como controlador, como Suetake, Silva e Goedel (2010) que apresentava uma metodologia para implementação de algoritmos com estratégias fuzzy para sistemas embarcados em processadores digitais de sinais. Gomes (2007) utiliza um DSP com dois controladores PID adaptativos para controlar um motor 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 (FES) para reabilitação de indivíduos com lesão medular. Apesar de existirem controladores propostos por alguns pesquisadores, grande parte se restringe apenas às simulações.

Neste trabalho, é apresentada uma alternativa que permite ao projetista ir além da simulação, possibilitando observar seu sistema de forma física e prever situações que ocorreriam em sistemas reais. Essa alternativa consiste em embarcar no DSP um algoritmo com o modelo matemático que representa a planta, fazendo com que o hardware se comporte como tal. Sabendo-se que um DSP se comporta como planta, pode-se então implementar em um outro, um controlador, e desta forma criar-se um sistema em malha

fechada que reproduzirá fisicamente o simulado. No caso de sistemas biológicos, além das vantagens mencionadas, também haverá a preservação do indivíduo.

Assim, como sugestão do Prof. Dr. Ruberlei Gaino, do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Londrina, escolheu-se o DSP um dos objetos de estudo deste trabalho, uma vez que com todas as suas ferramentas, é um candidato potencial para ser usado para implementar os sistemas de controle para FES.

Após uma pesquisa detalhada sobre os DSPs disponíveis no mercado, optou-se usar o DSP F28335 Delfino, da Família C2000 da Texas Instruments. Ele foi o escolhido baseado nas suas especificações técnicas e no seu modo de manuseio. Ele é vendido em um pente, que pode ser encaixado em uma estação de trabalho. Desta forma, caso haja a necessidade, ele pode ser substituído facilmente, possibilitando testar novos sistemas, sem a necessidade de desmontar o aparato experimental. A estação de trabalho escolhida foi a o Experimenter's Kit USB Docking Station, que pode ser vista na Figura 9. Além disso, ele tem funções específicas de controle, como por exemplo o controlador PID. O seu software de programação é o Code Composer Studio (CCS), com o qual o software MATLAB/Simulink possui interface. Desta forma, os algoritmos podem ser elaborados no Simulink, que possui um ambiente muito fácil de programação e após ser convertido, ser gravado pelo CCS que também gera os arquivos na linguagem de programação C, que pode ser utilizado em outra ocasião para implementar sistemas de controle em outras plataformas, como por exemplo microcontroladores.

Figura 9 – Estação de trabalho Experimenter Kit USB Docking Station.



Fonte: Instruments (2011).

A seguir estão apresentadas algumas especificações do DSP retiradas do manual do usuário:

- Controlador de Sinal Digital
- Velocidade de Operação de 150 MHz

- Unidades de ponto flutuante de 32-bit
- 68K bytes on-chip RAM
- 512K bytes on-chip Flash memory
- 256K bytes off-chip SRAM memory
- 16 Entradas analógicas com Conversor A/D de 12bits com variação de tensão de entrada entre 0 e 3V e máxima taxa de conversão de 12.5 MSPS ou 80ns
- 6 PWM com saídas normal e complementar
- Clock de Entrada de 30 MHz
- Conector USB
- Interface CAN 2.0
- Opera com 5V que pode ser alimentado pela USB ou por fonte DC

Desta forma, verifica-se a facilidade e rapidez para a programação deste DSP, permitindo implementar até mesmo algoritmos de controle mais complexos, que exigiriam um processamento relativamente alto, que só poderia ser alcançado por microcomputadores, ou que exigiriam um algoritmo extenso e complexo em outras linguagens de programação.

5 PLATAFORMA DE TESTES

Para a execução deste trabalho, foi necessário a implementação de uma plataforma de testes, que inclui todos os dispositivos necessários, como sensores, circuitos de condicionamento de sinais, o estimulador elétrico neuromuscular e o software para o ajuste dos parâmetros da FES e de integração da plataforma. Além disso, essa plataforma deve ser adequada para que o voluntário submetido aos testes possa sentar o mais confortavelmente e tenha a perna livre para realizar movimentos.

Essa plataforma possui os seguintes dispositivos:

- Estimulador Elétrico Neuromuscular.
- Cadeira Ergonômica.
- 2 Acelerômetros tri-axiais MMA7341 da Freescale.
- 2 Giroscópios Pitch em Roll LPR510AL da ST Microelectronics.
- 1 Eletrogoniômetro Lynx.
- 1 DSP TMS320C28 da Texas Instruments.
- 1 Placa de Aquisição de Sinais PCIe 6363 da National Instruments.
- Software de integração da plataforma de testes implementado no LabVIEW 2011;.

Neste capítulo detalha-se o uso de cada um dos dispositivos mencionados, que compõem a plataforma de testes que tem sido fundamental para as pesquisas em andamento no Laboratório de Sensores e Instrumentação Eletrônica do Departamento de Engenharia Elétrica do Campus da UNESP de Ilha Solteira.

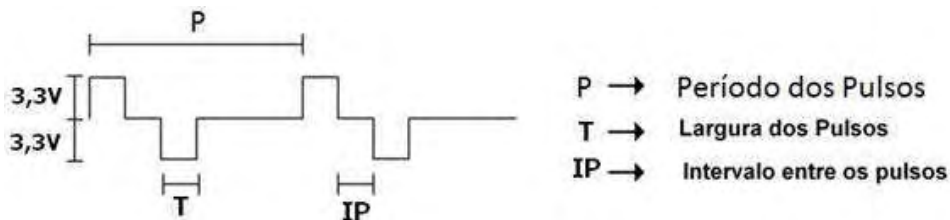
5.1 Estimulador Elétrico Neuromuscular

O Estimulador Elétrico Neuromuscular utilizado neste trabalho é composto por dois canais, com dois estágios: um formador de onda e outro de potência, desenvolvido pelo doutorando Marcelo Augusto Assunção Sanches e pelo mestrando Marcos Vinícius Nascimento Junqueira.

O estágio formador de onda é responsável por receber os parâmetros da onda e gerar o sinal de eletroestimulação que foi desenvolvido. Os principais parâmetros são o tipo de onda, a frequência do sinal, a largura de pulso e o interpulso.

Na Figura 10 podem ser observados alguns dos parâmetros do sinal.

Figura 10 – Alguns parâmetros do sinal de saída.



Fonte: Elaborada pelo autor.

O estágio formador de onda é constituído por dois circuitos: o lógico e o formador de onda.

No circuito lógico são definidos os parâmetros da forma de onda a ser aplicada ao músculo. Uma característica importante é a possibilidade de se alterar os parâmetros de maneira rápida e eficaz, que foi encontrada, durante a realização deste trabalho, na utilização de um DSP ou o software LabVIEW 2011 ou a combinação de ambos.

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

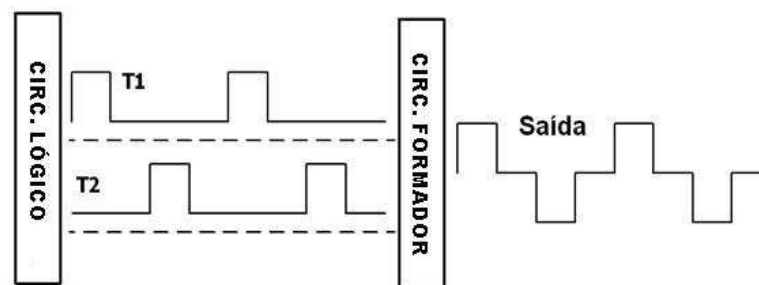
Na Figura 11 pode-se verificar os sinais do circuito lógico e o da saída do circuito formador.

O circuito lógico é responsável por gerar dois sinais, T1 e T2, que são aplicados na entrada do circuito formador de onda, para dar as características à forma de onda pretendida na entrada do estágio de potência.

Cabe ressaltar que, por se tratar de um sinal bifásico balanceado, T2 tem os mesmos parâmetros de T1, apenas diferindo em que um gera a parte positiva e o outro a parte

negativa do sinal de saída.

Figura 11 – Sinais do microcontrolador e saída do circuito formador de onda.



Fonte: Elaborada pelo autor.

No estágio de potência é fornecida a potência necessária ao sinal de saída, proveniente do formador de onda que não tem potência suficiente para a eletroestimulação desejada. Neste estágio é definido se o estimulador será de tensão ou corrente.

O uso do estimulador por tensão é mais comum dentre os eletroestimuladores comerciais, pois há menor complexidade em confeccioná-los. Mas, devido à ocorrência de variação da resistência de acoplamento eletrodo-pele e da própria impedância do tecido, não é possível prever a quantidade de carga aplicada ao músculo.

O estimulador por corrente é mais complexo na sua confecção, mas a grande vantagem de sua utilização é a possibilidade de controlar e prever a quantidade de carga aplicada ao músculo, pois mesmo que a resistência de acoplamento e a impedância do tecido sofram alterações, dentro de uma determinada faixa, a corrente não se altera, aplicando-se assim a mesma energia ao músculo.

Por almejar um eletroestimulador controlado, optou-se pelo de corrente, uma vez que é imprescindível estimar a carga aplicada.

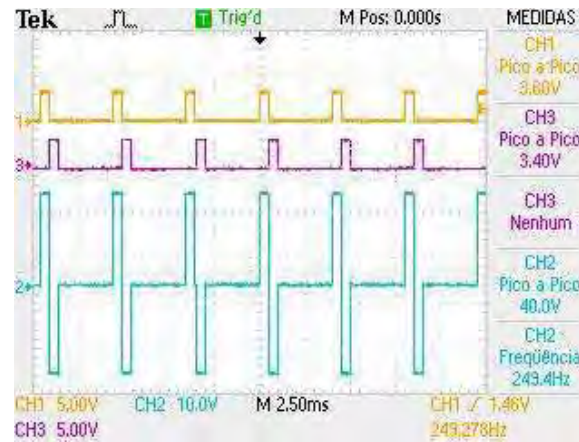
O circuito do eletroestimulador utilizado neste trabalho e as respectivas descrições dos componentes foram retirados do trabalho de Junqueira (2011).

Na Figura 12 observa-se o sinal de saída do eletroestimulador gerado pelo circuito lógico.

Verifica-se que o formador de onda através de dois sinais positivos defasados, gera uma onda bifásica retangular, e o circuito de potência a amplifica.

Inicialmente, mediu-se a corrente nos emissores de Q1 e Q2. Foi aplicado um sinal contínuo de 5 V na entrada do estágio de potência e os valores das correntes I_{e1} e I_{e2} foram, respectivamente, 120,8 mA e 122,5 mA.

Figura 12 – Sinal do eletroestimulador desenvolvido, com onda gerada pelo circuito lógico.



Fonte: Junqueira (2011).

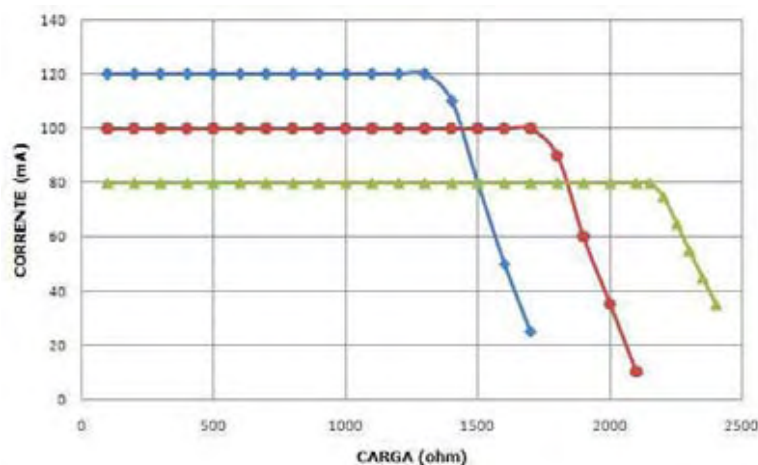
Com o objetivo de observar o comportamento da corrente de saída dos espelhos, em função da carga e frequência, conectou-se um resistor e um potenciômetro como carga e monitorou-se a corrente de saída com o osciloscópio.

Como se pode observar, o valor da corrente foi determinado de forma indireta, medindo-se o valor de tensão sobre uma resistência de $100,2\Omega$.

Para verificar a corrente em função da carga, foram ajustadas diferentes amplitudes: 120mA, 100 mA e 80 mA. A corrente foi mantida fixa, variou-se apenas a resistência.

Na Figura 13 está ilustrado um gráfico relacionando a corrente em função da carga.

Figura 13 – Corrente de saída em função da carga.



Fonte: Junqueira (2011).

Através do gráfico verifica-se que o estágio de saída fornece uma corrente constante para uma carga de, no máximo, $1,3K\Omega$, $1,7K\Omega$ e $2,3 K\Omega$, respectivamente, para as

correntes de 120 mA, 100 mA e 80 mA.

Verificou-se que o circuito opera na faixa de 0 Hz a 160 kHz, sem apresentar distorções para as formas de onda senoidal e triangular, já a forma de onda quadrada apresenta pequenas distorções a partir de 25 kHz.

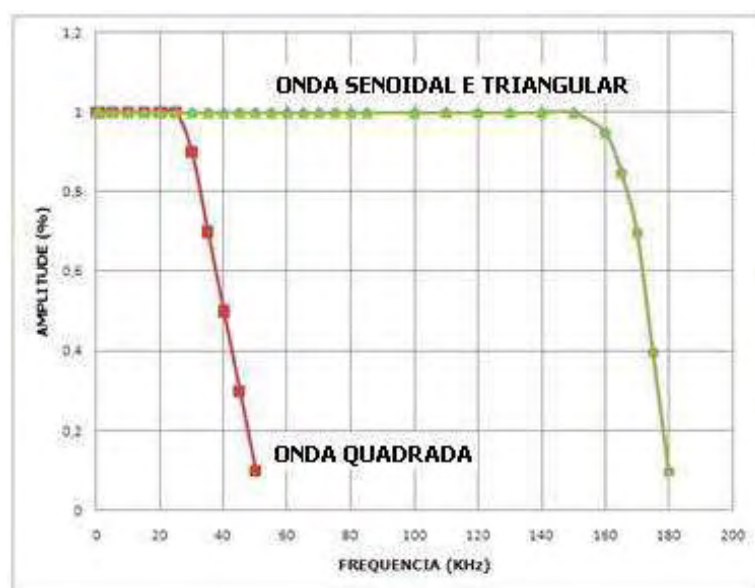
Na Figura 14 está representada a faixa de frequência do circuito.

O circuito lógico do formador de onda foi elaborado pela utilização conjunta de componentes discretos, DSP e uma placa de aquisição de dados DAQ-PCIE6363 que recebe as configurações do software LabVIEW. Desta forma, o equipamento possui três formas de utilização. Em todas as formas a corrente de estimulação é variável entre 0 e 120mA.

A primeira forma de utilização é quando a frequência de estimulação e a duração do pulso são fixos. Os parâmetros são fixados no processo de gravação do algoritmo no DSP, sendo que a largura do pulso deve ser inserida na forma de porcentagem, ou seja, o período que se deseja que a estimulação esteja ativa representa uma porcentagem do período da onda inserida, esse valor é o que deve ser inserido. A frequência pode variar de 10Hz até 1KHz e o ciclo de trabalho pode variar de 0 a 12,5%, que por gerar duas ondas representa de 0 a 25% do tempo estimulado.

A segunda forma de utilização é quando a frequência é fixada e a largura de pulso é variável. A frequência é fixada no processo de gravação do algoritmo no DSP e a largura de pulso é controlada por um potenciômetro inserido em um divisor de tensão. Os parâmetros de variação são os mesmos da utilização anterior.

Figura 14 – Faixa de frequência do circuito.



Fonte: Junqueira (2011).

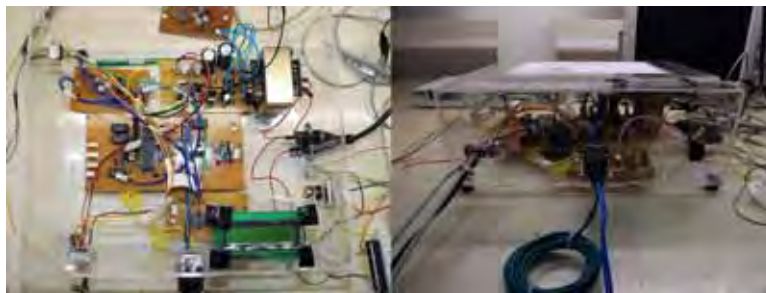
E, por fim, na terceira forma de utilização, todos os parâmetros são variáveis e controlados através do software LabVIEW. A frequência pode variar entre 10Hz e 300Hz, mas esse valor pode ser alterado através da alteração da programação, e a largura de pulso deve ser inserida em micro segundos. Esta forma de utilização elimina a necessidade do uso do DSP, entretanto os ajustes dos parâmetros de utilização ficam dependentes do uso de um computador.

O programa elaborado para a terceira forma de utilização será detalhado na seção 5.3.

Conforme se pode observar, o eletroestimulador neuromuscular é muito versátil, podendo ser utilizado para diversas aplicações.

O Estimulador Elétrico Neuromuscular desenvolvido pode ser visto na Figura 15.

Figura 15 – Estimulador Elétrico Neuromuscular Desenvolvido.



Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Cadeira Ergonômica e Sensores

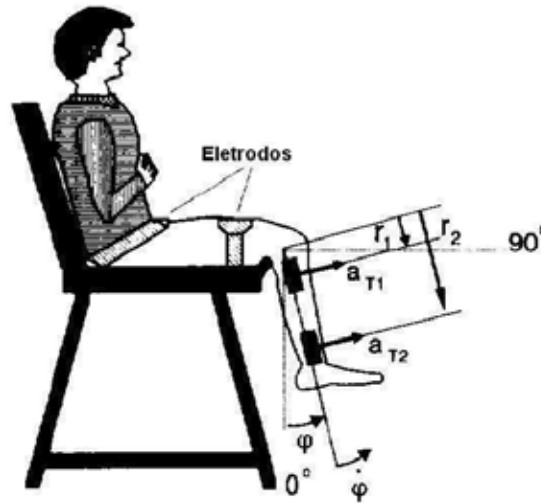
Para realizar a análise, identificação e controle do movimento da perna de uma pessoa hígida ou não, é necessário o monitoramento de diversas grandezas, entre elas: aceleração, velocidade e deslocamento angulares.

Nesse sentido, uma das etapas deste trabalho foi equipar uma plataforma de testes com dispositivos capazes de monitorar essas grandezas, que poderiam ser utilizadas neste trabalho, ou poderão ser utilizadas em trabalhos futuros.

Para o monitoramento da aceleração angular foram utilizados dois acelerômetros, posicionados conforme está ilustrado na Figura 16.

Os acelerômetros são triaxiais, ou seja, monitoram a aceleração em três eixos. Desta forma, os acelerômetros foram posicionados de forma a monitorar a aceleração no seu eixo X, assim, 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

Figura 16 – Ilustração do posicionamento dos acelerômetros.



Fonte: Franken et al. (1993).

o eixo de rotação e o local onde o acelerômetro está posicionado, obtêm-se a aceleração angular do movimento.

O uso de dois acelerômetros se justifica devido ao fato de que o acelerômetro, mesmo parado, mede a aceleração gravitacional sobre os seus eixos, desta forma, ao se utilizar dois acelerômetros, pode-se subtrair o valor da aceleração tangencial um do outro, eliminando, assim, a componente estática indesejada, de acordo com a demonstração apresentada nas equações (2), (3) e (4).

$$a_{t1} = g.\sin(\theta) + \alpha.r_1 \quad (2)$$

$$a_{t2} = g.\sin(\theta) + \alpha.r_2 \quad (3)$$

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

Sendo a_{t1} a aceleração tangencial ao movimento em relação ao acelerômetro 1, a_{t2} a aceleração tangencial ao movimento em relação ao acelerômetro 2, θ o deslocamento angular, r_1 o raio do acelerômetro 1, r_2 o raio do acelerômetro 2 e α a aceleração angular durante o movimento.

Os acelerômetros utilizados foram o 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 17.

Os CIs foram configurados para funcionarem com sensibilidade de $\pm 3g$, ou seja,

Figura 17 – Conjunto com o acelerômetro modelo MMA7341L.



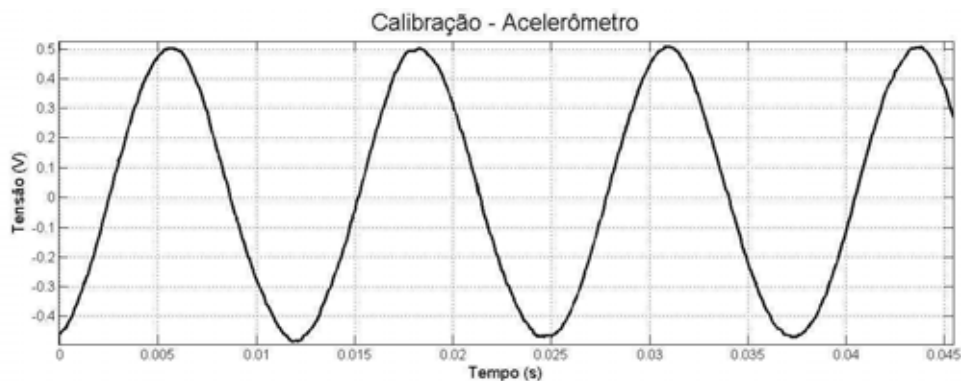
Fonte: Shop (2012).

440mV/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 79.6Hz e com uma aceleração de 1g rms, cedido pelo Laboratório de Acústica e Vibrações do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia, Campus de Ilha Solteira. Na Figura 18 pode-se observar o sinal sem offset obtido durante a calibração. Sabe-se que o valor eficaz do sinal, ou seja, 0,354V deve corresponder à 1g, desta forma, tem-se o fator de calibração igual a 2,82.

A velocidade angular foi monitorada através do uso de giroscópios modelo LPR510AL da ST Microelectronics, posicionados ao lado dos acelerômetros. Esse modelo, de acordo com o datasheet do fabricante, possui uma tensão de saída, quando a velocidade é nula, igual a 1,23V, com sensibilidade de 2,5mV/°/s, ou seja, a cada variação de velocidade de 1°/s, a tensão de saída varia 2,5mV.

Figura 18 – Sinal durante a calibração do acelerômetro.



Fonte: Elaborada pelo autor.

O CIs já foram adquiridos instalados sobre uma placa de circuito impresso que possui filtros e um regulador de tensão. O conjunto pode ser observado na Figura 19.

Figura 19 – Conjunto com o giroscópio modelo LPR510AL.



Fonte: Shop (2012).

Para o monitoramento do deslocamento angular, foi utilizado um eletrogoniômetro resistivo, modelo NIP 01517.0001, da Lynx. Pode ser observada na Figura 20 uma foto do eletrogoniômetro.

Figura 20 – Eletrogoniômetro da Lynx.



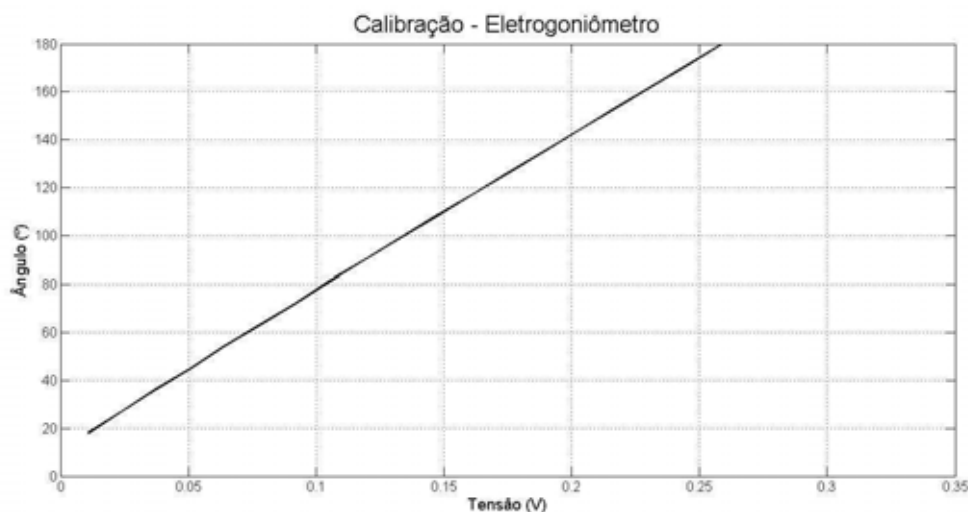
Fonte: Elaborada pelo autor.

Internamente trata-se de um divisor de tensão com uma resistência fixa e outra variável. A variação da resistência ocorre linearmente, conforme varia-se o ângulo entre as hastes externas do eletrogoniômetro.

A calibração do eletrogoniômetro foi realizada fixando uma de suas hastes em uma estrutura imóvel e a outra a uma outra haste parafusada no eixo de um motor de passo. Cada passo do motor em questão varia 0.9° , desta forma obteve-se a variação de tensão correspondente ao ângulo. Com isso foi possível elaborar o gráfico apresentado na Figura 21 e, conseqüentemente, a função que relaciona tensão e variação angular.

Desta forma, foi possível encontrar a função que relaciona a variação de tensão do eletrogoniômetro com a variação angular realizada pelo deslocamento de suas hastes.

Todos os sensores foram conectados, por meio de plugs, ao Estimulador Elétrico Neuromuscular, uma vez que este equipamento pode alimentar todos os sensores com

Figura 21 – Gráfico de calibração do eletrogoniômetro.

Fonte: Elaborada pelo autor.

uma tensão fixa de 5V e também por possuir conexões disponíveis para aquisição de dados através da placa PCIe6363 da National Instruments.

Para a realização dos testes foi necessário a confecção de uma estrutura que pudesse comportar todos os sensores e que o voluntário submetido ao teste pudesse se posicionar confortavelmente. Essa estrutura foi chamada de Cadeira Ergonômica e foi implementada pelo doutorando Marcelo Augusto Assunção Sanches e pelo doutorando Flávio Sato com contribuição de Douglas Araújo, Lucas Cappi e Ruberlei Gaino.

A cadeira possui estruturas específicas para fixar sensores de força a propiciar um posicionamento adequado do indivíduo. Uma foto da cadeira ergonômica é apresentada na Figura 22.

Pode-se observar que o eletrogoniômetro está fixado a duas hastes reguláveis, pois cada indivíduo possui uma antropometria própria, justificando-se as regulagens.

A haste horizontal fica sempre fixa, e a vertical irá movimentar sempre que o indivíduo movimentar o complexo canela-pé.

Os testes podem ser feitos a partir de um ângulo inicial desejado, caso haja a necessidade, pois através de uma alavanca existente na parte interna da cadeira, pode ser feito facilmente um ajuste.

Já os acelerômetros e giroscópios estão colados em cubos parafusados ao longo da haste de rotação.

Com a elaboração dessa estrutura, em conjunto com todos os sensores, tem-se uma

Figura 22 – Cadeira Ergonômica.

Fonte: Elaborada pelo autor.

plataforma versátil, que pode ser utilizada não só para testes com FES, mas também para diversos tipos de experimentos de observação dos movimentos dos membros inferiores.

5.3 Software para ajuste de parâmetros

No decorrer das pesquisas desenvolvidas no Laboratório de Sensores e Instrumentação Eletrônica relacionadas à FES, houve cada vez mais a necessidade de se aprimorar a maneira com que se realiza o ajuste dos parâmetros de estimulação.

Inicialmente foi escolhido o microcontrolador Microchip dsPIC da Família 33F, em que se fixava a frequência e duração dos pulsos de estimulação, enquanto a amplitude era variável através de um potenciômetro.

Posteriormente, houve a necessidade de se variar os parâmetros no decorrer da aplicação e, além disso, era preciso uma estrutura de hardware que permitisse futuramente a inserção de algoritmos de controle. Assim, o DSP da Texas Instruments TMDSDOCK28335 foi escolhido, uma vez que possui diversas entradas analógicas, saídas PWM, e boa capacidade de processamento, além de ser capaz de ser programado pelo Matlab/Simulink, facilitando a programação de controladores.

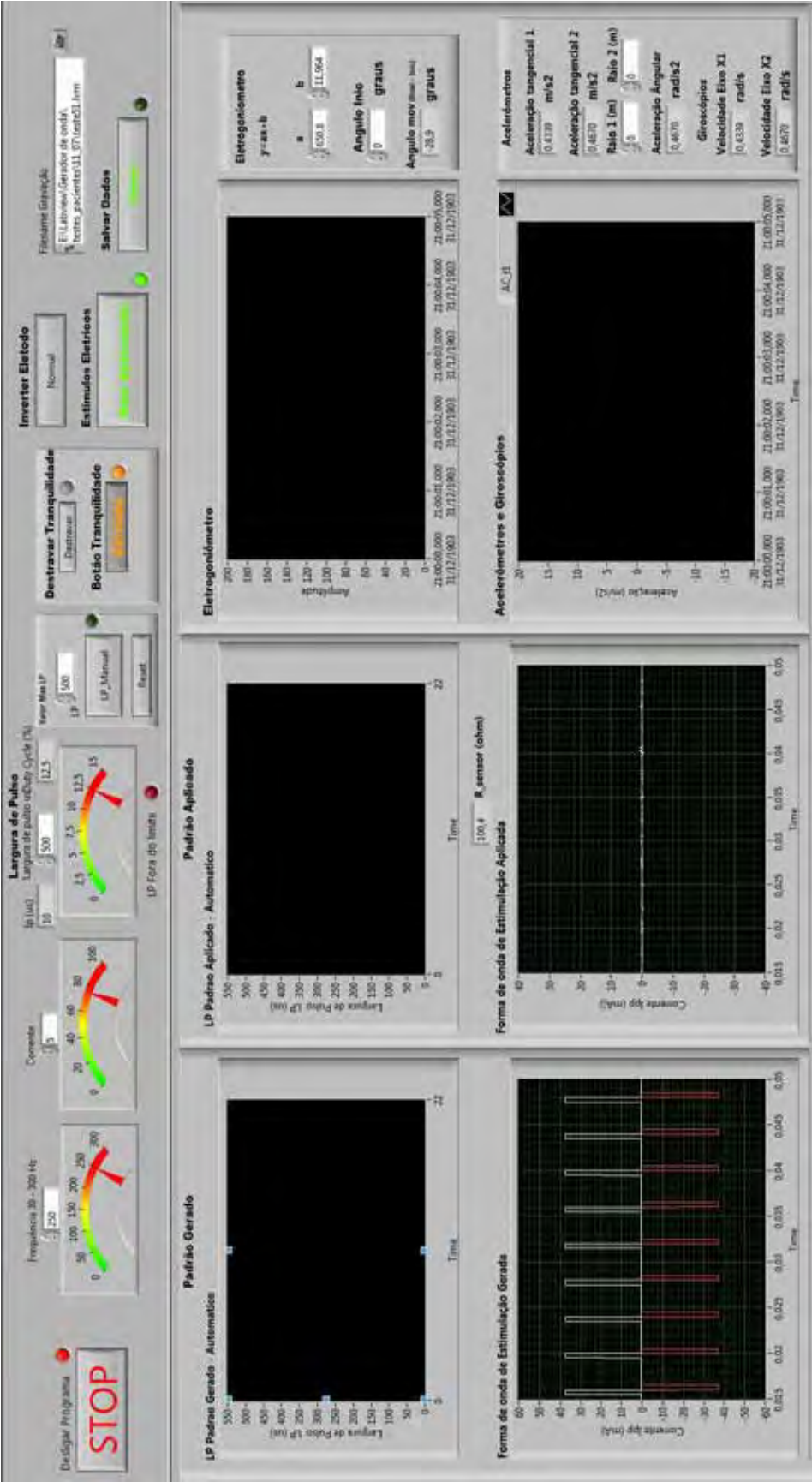
Ao se criar a plataforma de testes, mencionada nas seções anteriores, surgiu a necessidade de uma interface que além de se poder ajustar os parâmetros de estimulação e inserir algoritmos de controle, pudesse adquirir os sinais de todos os sensores, processá-los, armazená-los e mostra-los ao usuário. Desta forma, escolheu-se utilizar o software LabVIEW 2011 e a placa de aquisição de dados PCIE6363 da National Instruments, que permite um tipo de programação em blocos de fácil manipulação, possui blocos para todos os requisitos exigidos, desde aquisição e processamento de sinais até blocos prontos de controladores.

Na Figura 23, está ilustrado a interface criada no software LabVIEW 2011 que permite a integração de todos os dispositivos da plataforma de testes.

O programa desenvolvido é capaz de ajustar todos os parâmetros de estimulação. Esse ajuste pode ser realizado de forma manual, em que o manipulador do programa insere os valores desejados de frequência, amplitude e duração dos pulsos de estimulação, ou de forma automática, em que a frequência é ajustada e a amplitude de estimulação e a largura de pulso variam entre um valor mínimo e máximo pré-estabelecidos durante um período de tempo, após esse período, para recomeçar deve-se pressionar o botão Reset. A seleção do modo de estimulação é feita através do botão LP Manual/LP Automático.

A frequência de estimulação é ajustada através de controle numérico, na parte superior da tela, o valor pode variar entre 30 e 300Hz, entretanto essa faixa de trabalho pode ser aumentada caso necessário.

Figura 23 – Interface criada no software LabVIEW 2011.



Fonte: Elaborada pelo autor.

A amplitude também pode ser ajustada através de controle numérico, e pode variar de 0 a 120mA pico à pico.

Assim, como a amplitude e frequência, a largura do pulso de estimulação também pode ser ajustada em μs , que representa quanto tempo cada ciclo da forma de onda estará estimulando, ou seja, ciclo positivo e ciclo negativo.

Como forma de limitação, a largura de pulso foi saturada de forma que nunca ultrapasse uma porcentagem de estimulação de 12,5%, ou seja, 25% do período da forma de onda. Caso o usuário tente inserir um valor acima deste limite o programa limita a largura de pulso e um indicador aparece alertando o usuário.

Também foi inserido um botão Normal/Invertido que inverte a forma de onda de estimulação. Quando posicionado na posição "Normal" a forma de onda se inicia com o ciclo positivo, e quando posicionado na posição "Invertido" a forma de onda se inicia com o ciclo negativo.

Depois de ajustado os parâmetros o usuário pode escolher aplicar ou não o estímulo via software através do botão Aplicando/Não Aplicando, ou seja, quando o usuário não quiser aplicar um estímulo, ou desejar realizar algum ajuste, ele pode interromper a estimulação quando achar necessário.

Além disso, foi inserido um interruptor físico, chamado de "Botão da Tranquilidade", que pode ser visto na Figura 24. Esse botão fica na mão do voluntário submetido ao teste. Caso ele sinta algum desconforto, ou queira interromper o estímulo por qualquer outro motivo, basta pressionar o interruptor que o estímulo cessa imediatamente, e um indicador aparece para o executor do teste, alertando que o Botão da Tranquilidade foi pressionado.

Figura 24 – Botão da Tranquilidade.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Além dos ajustes dos parâmetros de estimulação, também é possível, através de gráficos e indicadores, monitorar: a forma de onda de estimulação gerada e aplicada

no voluntário, o deslocamento, velocidade e aceleração angulares durante o experimento.

Também é possível realizar subtração do nível de offset, que é necessário a cada teste.

E por fim foi inserido o botão Salvar/Salvando que o usuário seleciona quando quer salvar os dados dos experimentos e o local onde o arquivo será salvo.

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

Essa interface traz novas possibilidades, podendo ser útil para diversas pesquisas nas áreas de FES e estudos da biomecânica dos membros inferiores. Além disso foi usado apenas 7 entradas analógicas de um total de 32, e apenas 2 saídas analógicas de um total de 4 da placa de aquisição. Sendo assim, o sistema ainda é capaz de receber novos dispositivos, caso seja necessário futuramente, como por exemplo sinais de Eletromiografia (EMG) e Mecanomiografia (MMG).

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. Esse blocos podem ser inseridos futuramente para aprimorar ainda mais a plataforma de testes.

6 SISTEMA DE CONTROLE PARA UM MOTOR DC

Com o objetivo de adquirir experiência e avaliar o funcionamento da metodologia proposta, de se utilizar o DSP atuando como controlador e planta, executou-se o controle de velocidade para um motor DC.

Os algoritmos foram elaborados no Simulink, ferramenta que disponibiliza vários blocos que podem ser integrados ao DSP, como por exemplo, conversão Analógico/Digital (ADC), Modulação por Largura de Pulso (PWM), Controlador Proporcional Integral Derivativo (PID), dentre outros. Com a utilização do Simulink, gerou-se um código em C, que foi embarcado no DSP pelo Code Composer Studio. O motor utilizado nesta etapa faz parte de um kit didático de controle da DEGEM Systems, que pode ser visto na Figura 25.

Figura 25 – Kit didático de controle da DEGEM Systems.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Inicialmente, obteve-se a planta a ser controlada, ou seja, identificou-se o modelo que representava a dinâmica do motor. Esta fase foi realizada de forma experimental, aplicando-se um degrau unitário no motor, ou seja, a tensão aplicada sobre o motor é aumentada em 1V, e fazendo-se a aquisição dos sinais de entrada e saída pelo osciloscópio, como demonstrado na Figura 26.

A variação da tensão do motor no tempo durante o experimento foi adquirida através do osciloscópio e, posteriormente, os seus dados foram importados em forma de vetores

para o LabVIEW, onde utilizou-se o bloco de “Transfer Function Estimation” para obter o modelo matemático que corresponde à dinâmica do motor. O número de polos e zeros da função de transferência é fornecido pelo fabricante.

Figura 26 – Diagrama do processo de identificação da planta do motor DC.



Fonte: Elaborada pelo autor.

O passo seguinte foi verificar se a planta identificada correspondia à resposta do motor. Portanto, foi inserido o modelo no Simulink, uma vez que esta ferramenta permite a simulação de sistemas, ou seja, aplicou-se um degrau unitário, com a mesma amplitude utilizada no processo de identificação, e obteve-se a resposta à este estímulo. O sistema simulado está apresentado na Figura 27.

Figura 27 – Diagrama de blocos da planta do motor DC identificada.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 28 – Resposta da planta identificada e do motor DC.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Com o auxílio do osciloscópio pode-se captar as respostas dos sistemas físicos, salvá-los

em vetores e depois fazer uma comparação no MATLAB com os sistemas correspondentes simulados.

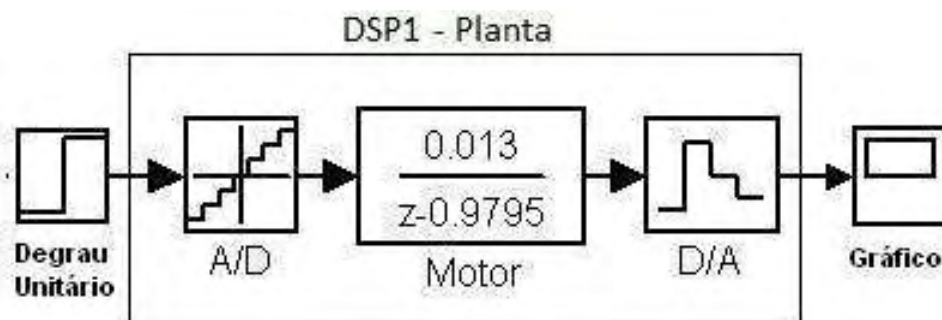
Observa-se na Figura 28 a resposta da simulação da planta identificada e do motor real, ambos em malha aberta, para uma entrada degrau.

O próximo passo foi discretizar a planta, com uma taxa de 0,001s, e inseri-la no DSP. Na Figura 29 observa-se o diagrama de blocos da simulação do sistema, quando embarcado no DSP e na Figura 30 o diagrama de blocos do algoritmo utilizado para o DSP1 atuar como planta.

Com a planta no DSP, foi aplicada uma entrada degrau unitário e verificada a resposta. Devido ao fato da saída ser um PWM, utilizou-se um filtro passa-baixa passivo, de segunda ordem, com frequência de corte igual a 30Hz, obtendo-se uma saída em amplitude, com o valor médio, para poder ser comparada com a simulação. Na Figura 31 é apresentada a resposta da planta identificada e também embarcada no DSP, para uma entrada degrau.

Visto que o DSP, em malha aberta, representa a dinâmica do motor de forma satisfatória, projetou-se um controlador PID e o aplicou em malha fechada.

Figura 29 – Diagrama de blocos da simulação do DSP 1 atuando com a planta discretizada do motor DC.



Fonte: Elaborada pelo autor.

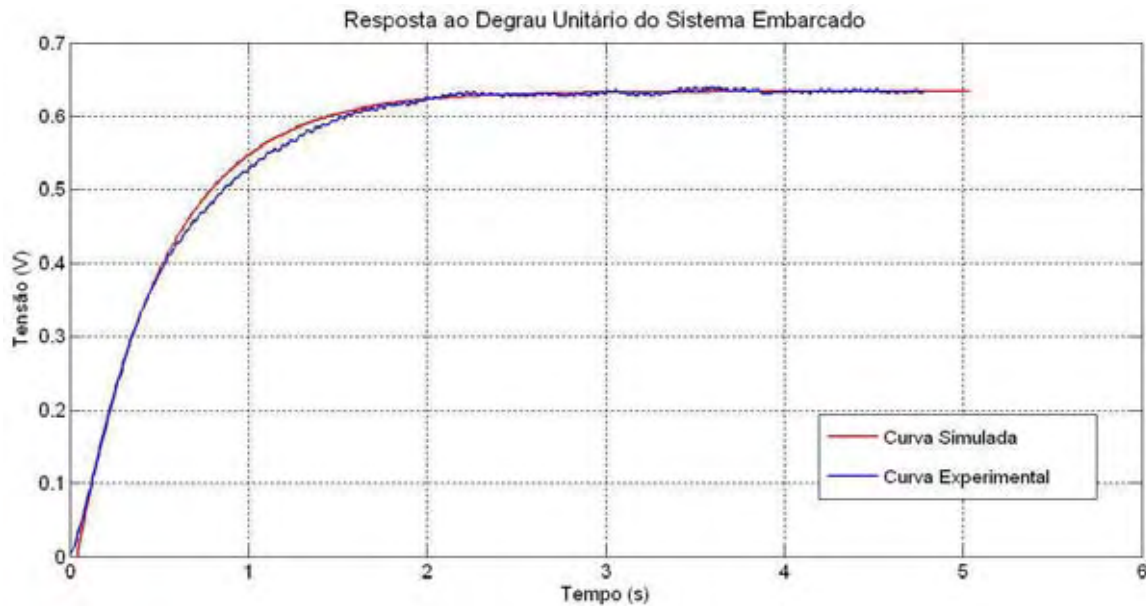
Figura 30 – Diagrama de blocos do algoritmo embarcado para que o DSP atue como planta do motor DC.



Fonte: Elaborada pelo autor.

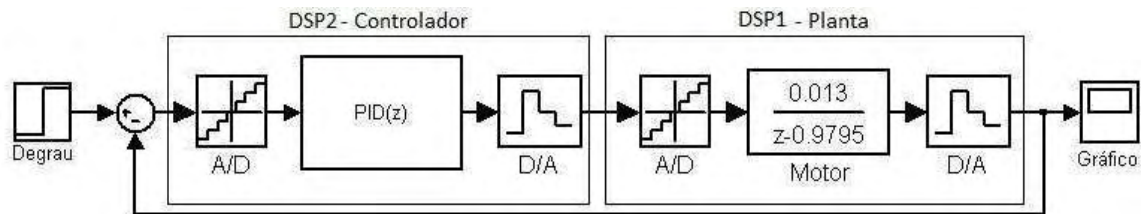
Na Figura 32 é ilustrado o diagrama de blocos do sistema em malha fechada, representando um DSP trabalhando como planta e o outro como controlador.

Figura 31 – Resposta da planta identificada e embarcada do motor DC.



Fonte: Elaborada pelo autor.

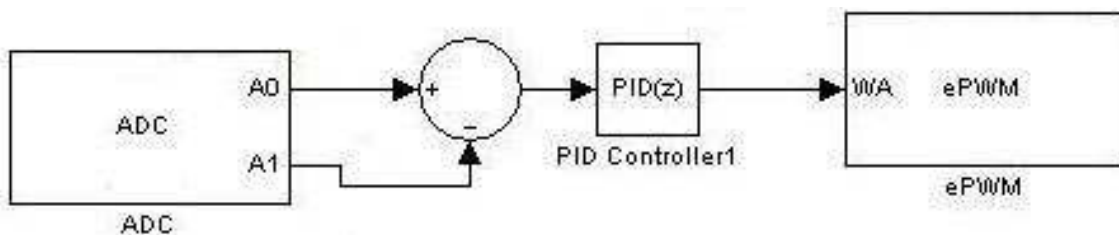
Figura 32 – Diagrama de blocos do sistema em malha fechada com DSP 1 atuando como a planta do motor DC.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Embarcou-se então, em outro DSP, o controlador projetado, com uma entrada A/D de referência e outra para a realimentação negativa. O diagrama de blocos do algoritmo embarcado pode ser observado na Figura 33.

Figura 33 – Diagrama de blocos do algoritmo para que o DSP atue como Controlador do Motor DC.

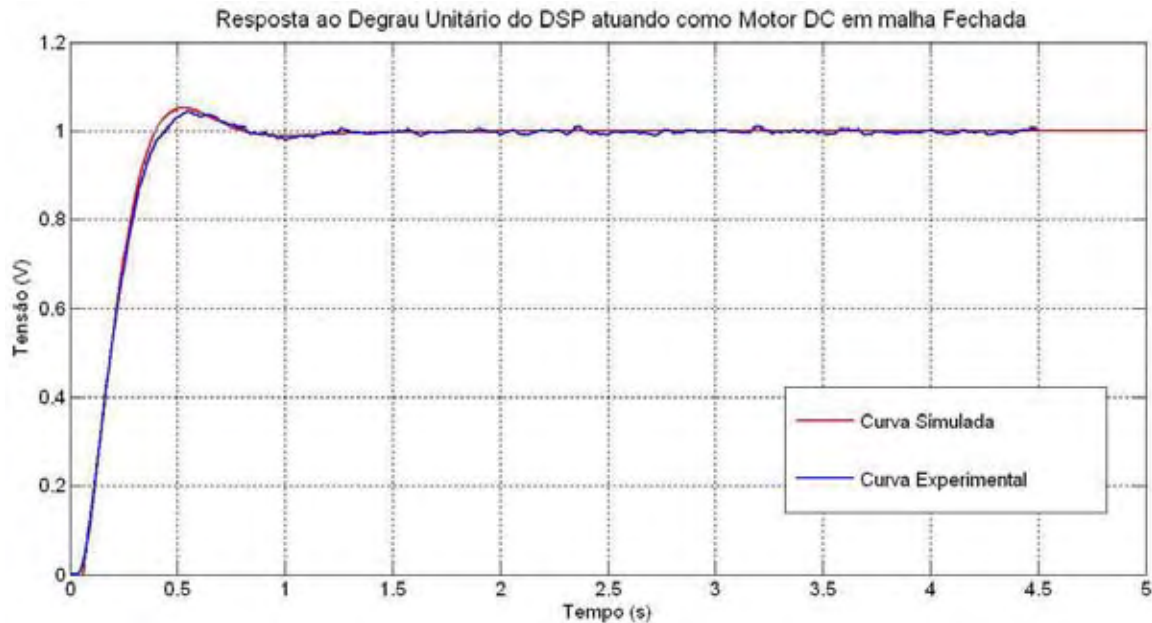


Fonte: Elaborada pelo autor.

Com o controlador e a planta embarcados em DSPs independentes, foi montado o sistema físico. Na Figura 34 tem-se a resposta do sistema em malha fechada simulado e

também do sistema formado pelos DSPs, ou seja, controlador e planta embarcados.

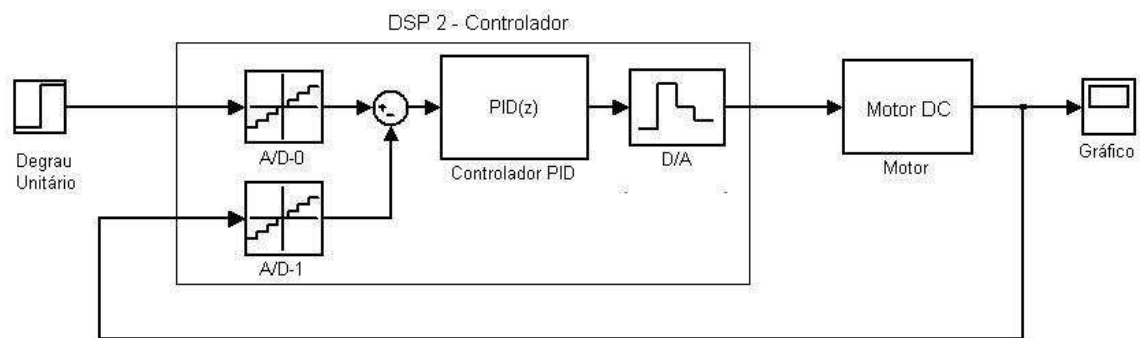
Figura 34 – Resposta do sistema em malha fechada com DSPs para o motor DC.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Finalmente utilizou-se o mesmo controlador PID embarcado no DSP para atuar sobre o motor DC do kit didático da DEGEM, como ilustrado na Figura 35, observando sua resposta.

Figura 35 – Diagrama de blocos do DSP 2 como controlador em malha fechada atuando sobre o motor.



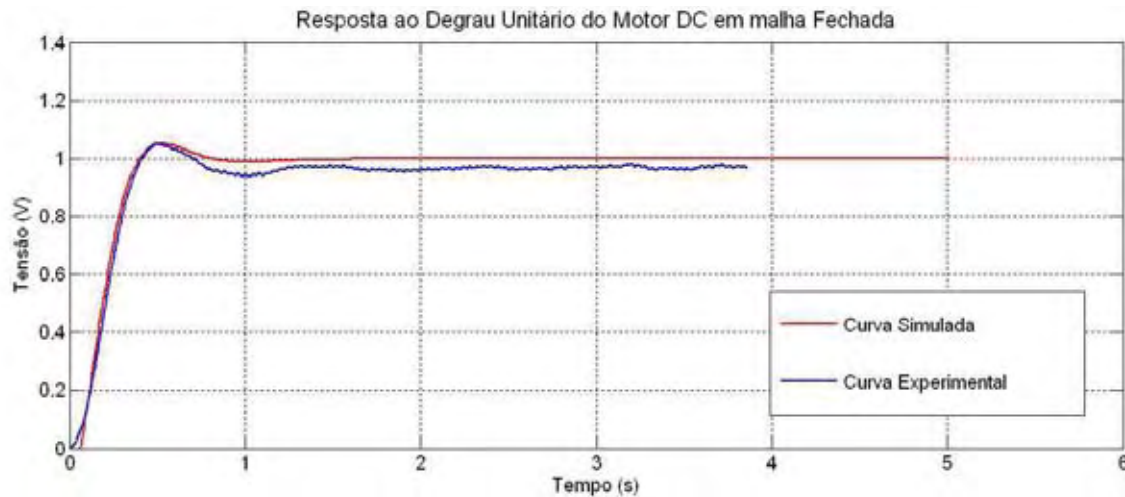
Fonte: Elaborada pelo autor.

Na Figura 36 observa-se a resposta do sistema em malha fechada simulado e do motor controlado pelo DSP.

Pode-se verificar que as respostas não são idênticas, como era de se esperar, uma vez que nos sistemas utilizando DSPs e motor existem restrições físicas e imprecisões de fabricação, como restrições dos níveis de tensão dos canais A/D do DSP, corrente para

suprir o motor, necessidade de usar buffers, utilização de filtros passa-baixas para obter o nível médio de tensão do PWM, ruídos, dentre outras coisas, tudo isso insere erros no sistema. Por outro lado, essas situações adversas apresentam circunstâncias que podem ocorrer durante a implementação do controlador no sistema real.

Figura 36 – Resposta do sistema em malha fechada simulado e do motor controlado pelo DSP.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Contudo, as respostas permitem representar os sistemas com um bom grau de fidelidade, tanto nas das simulações no MATLAB, nos códigos embarcados nos DSPs e também do motor.

Com isso, confirma-se a validade do método em se utilizar um DSP atuando como planta do sistema, antes de se implementar o sistema de controle na planta real. Desta forma, pode-se prever situações e corrigi-las previamente. O uso do DSP como controlador se mostrou prático e eficaz, comprovando a viabilidade de se utilizar o dispositivo em outras aplicações.

7 SISTEMA DE CONTROLE PARA POSIÇÃO DA PERNA

Esse capítulo descreve os experimentos e resultados obtidos a partir da realização de FES em pessoas híginas, desde os primeiros estudos e simulações até finalmente a realização do controle da posição da perna de uma pessoa hígina.

A realização de testes com pessoas recebeu autorização do comitê de ética em pesquisas envolvendo humanos. A pesquisa foi submetida ao sistema Plataforma Brasil, sob o número CAAE 00977212.1.10015402.

Os testes com pessoas foram realizados com três indivíduos híginos, ou seja, sem lesão medular.

As características dos indivíduos envolvidos estão apresentados na tabela 1.

Tabela 1 – Dados dos voluntários.

Voluntário	Sexo	Idade (anos)	Massa Corporal (Kg)	Altura (m)	Prática de Ativ. Físicas
1	M	27	78	1,78	Todos os Dias.
2	M	21	76	1,74	Sedentário.
3	M	33	65	1,75	2 vezes por semana.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Todos os voluntários envolvidos são do sexo masculino e destros em relação aos membros inferiores. Um deles é sedentário, ou seja, não realiza atividades físicas ou esportivas, outro pratica atividades físicas cotidianamente e o outro realiza atividade física duas vezes por semana.

Nenhum deles praticou atividade física que envolvesse os membros inferiores durante os dias de realização dos testes.

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

No primeiro teste executa-se o protocolo de encontrar o ponto de ativação do voluntário, que está apresentado no Anexo A. Este é um teste preliminar, e nenhuma

grandeza é monitorada, apenas o local onde serão posicionados os eletrodos são demarcados para os próximos testes.

No segundo teste executa-se o protocolo de repetibilidade, que está apresentado no Anexo B. Este teste tem por objetivo analisar o efeito da fadiga muscular e como o músculo se comporta com o mesmo estímulo, após quinze estimulações seguidas com intervalo de 2 minutos entre elas.

No terceiro teste executa-se o protocolo de identificação do modelo da perna, que está apresentado no Anexo C. Este teste tem por objetivo encontrar um modelo matemático que relacione a estímulo aplicado com a variação angular. Desta forma pode-se posteriormente projetar um controlador PID para ser utilizado no quarto teste.

No quarto executa-se o protocolo de controle da posição da perna, que está apresentado no Anexo D. Nesse teste insere-se um ângulo pré-estabelecido como referência, e deseja-se que a posição da perna chegue ao ângulo de referência e permaneça nele até a próxima ação do executor.

Nas seções seguintes serão detalhados os procedimentos e resultados obtidos desde as etapas de simulações computacionais, até as etapas de testes com pessoas híidas.

Na seção 7.1 é comentado o procedimento para realizar o controle da posição dos membros inferiores, utilizando o modelo linear simplificado, a partir de um controlador projetado por Prado (2009). Com esta etapa, pode-se estudar a viabilidade de um controlador PID para controlar a posição da perna de uma pessoa híida, evitando-se o teste em voluntários através de um DSP atuando como planta.

Na seção 7.2 é detalhado o procedimento de análise de repetibilidade do movimento da perna em contrapartida a um estímulo pré-definido, repetido seguidamente quinze vezes, com intervalo de 2 minutos entre as estimulações e os resultados obtidos .

Na seção 7.3 é descrito o procedimento e resultados obtidos para identificação do modelo matemático da perna do paciente.

Na seção 7.4 é descrito o teste de controle da posição da perna de uma pessoa híida, bem como os resultados obtidos.

7.1 Controle para o Modelo Linear Simplificado utilizando DSP

O modelo matemático utilizado está apresentado na equação (1), e a função de transferência está apresentada na equação (5), obtida a partir de dados coletados do

trabalho realizado por Law e Shields (2006).

$$G_p(s) = \frac{6324}{s^2 + 19,87s + 207,4} \quad (5)$$

O controlador PID utilizado foi projetado por Prado (2009), em que as especificações desejadas são tempo de assentamento igual a 3s e tempo de amostragem igual a 1ms.

Os parâmetros encontrados são:

$$K_p = 4,7605.10^{-3}$$

$$K_i = 5,0198.10^{-2}$$

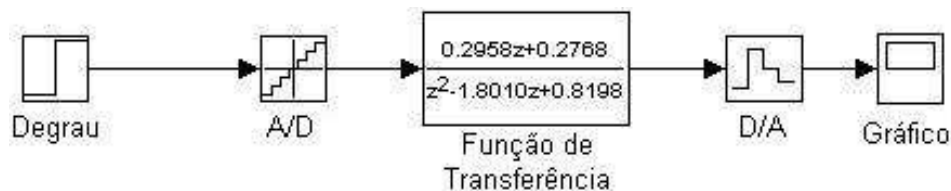
$$K_d = 2,3969.10^{-4}$$

$$T_i = 9,4835.10^{-2}$$

$$T_d = 5,0349.10^{-2}$$

Primeiramente, discretizou-se a função de transferência apresentada na equação (5) para inserí-la no DSP. Na Figura 37, ilustra-se como foi realizada a simulação do sistema em malha aberta, quando embarcado no DSP e na Figura 38 o diagrama de blocos do algoritmo utilizado para o DSP1 atuar como planta.

Figura 37 – Diagrama de blocos do modelo linear simplificado discretizado.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 38 – Diagrama de blocos do algoritmo utilizado para o DSP1 com o modelo linear simplificado.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Nesse algoritmo foi introduzido um divisor por 20 da amplitude do sinal de entrada,

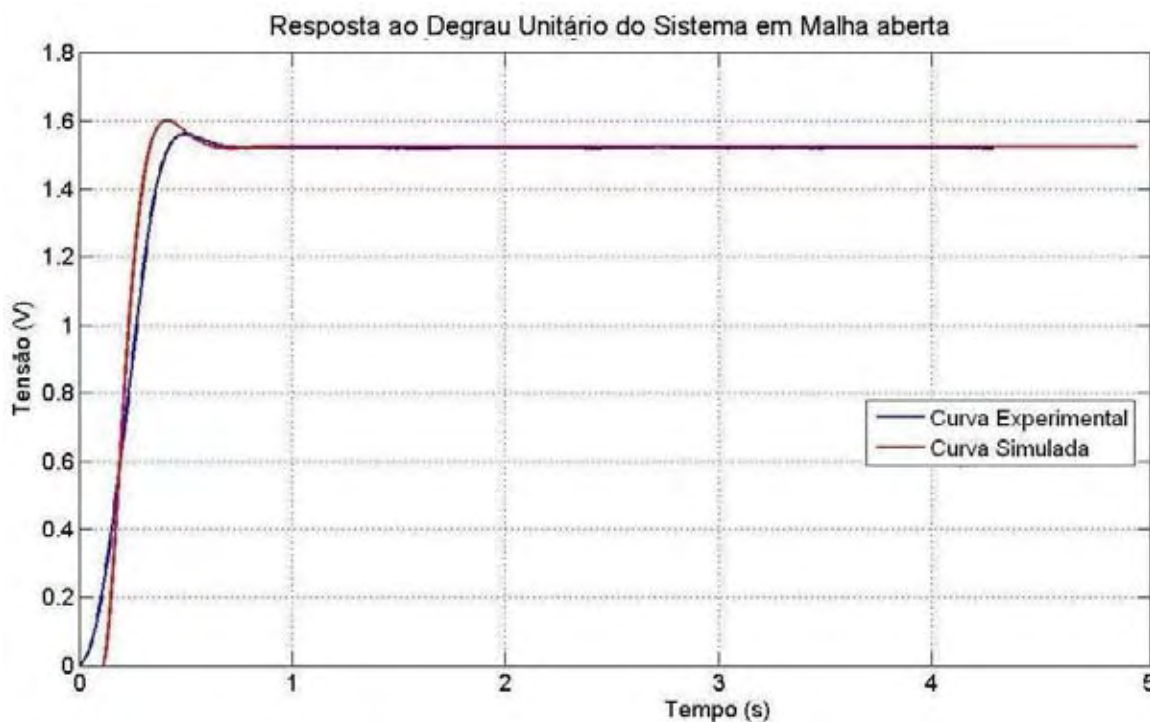
que se fez necessário devido ao grande ganho em malha aberta da planta onde é aplicado o degrau unitário. Pelas limitações do hardware, se esse divisor não fosse incluído o sistema ficaria saturado. Vale ressaltar que essa alternativa não influencia na dinâmica do sistema, apenas na amplitude do sinal de saída.

Com a planta no DSP, foi aplicada uma entrada degrau unitário e verificada a resposta. Devido ao fato da saída ser um PWM, utilizou-se um filtro passa-baixa, passivo, de segunda ordem e frequência de corte de 30Hz, obtendo-se uma saída em amplitude, com o valor médio do sinal, para poder ser comparada com a simulação.

Com o auxílio do osciloscópio, pode-se captar as respostas dos sistemas físicos, salvá-los em vetores e depois fazer uma comparação no MATLAB com os sistemas correspondentes simulados.

Na Figura 39 é apresentada a resposta da planta identificada e também embarcada no DSP, para uma entrada degrau.

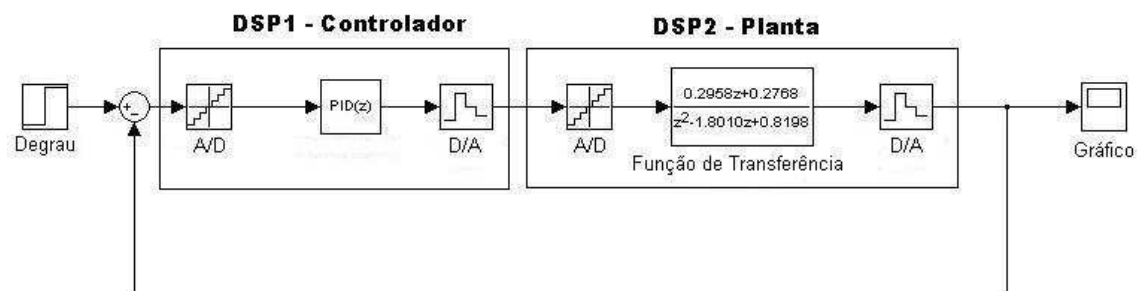
Figura 39 – Planta identificada e também embarcada do modelo linear simplificado.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Visto que o DSP, em malha aberta, representava a dinâmica da planta de forma satisfatória, foi implementado o controlador PID em malha fechada. Na Figura 40 é ilustrado o diagrama de blocos do sistema em malha fechada, representando um DSP trabalhando como planta e o outro como controlador.

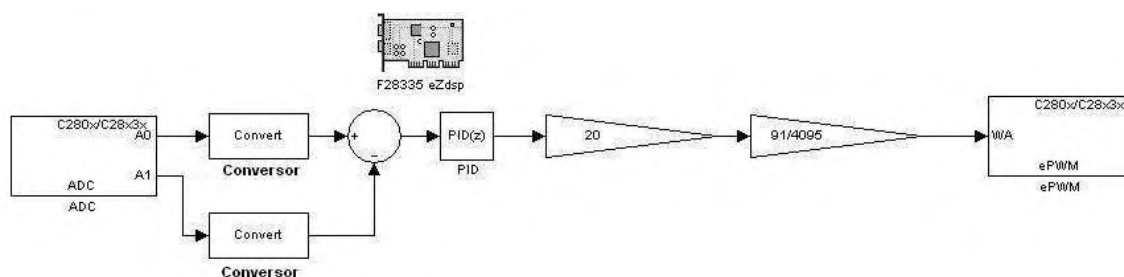
Figura 40 – Diagrama de blocos da simulação do sistema em malha fechada com os DSPs para o modelo linear simplificado.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Embarcou-se então, em outro DSP, o controlador, com uma entrada ADC de referência e outra para a realimentação negativa. O diagrama de blocos do algoritmo embarcado pode ser observado na Figura 41, e analisou-se a sua resposta.

Figura 41 – Diagrama de blocos do algoritmo embarcado para que o DSP atue como Controlador do modelo linear simplificado.



Fonte: Elaborada pelo autor.

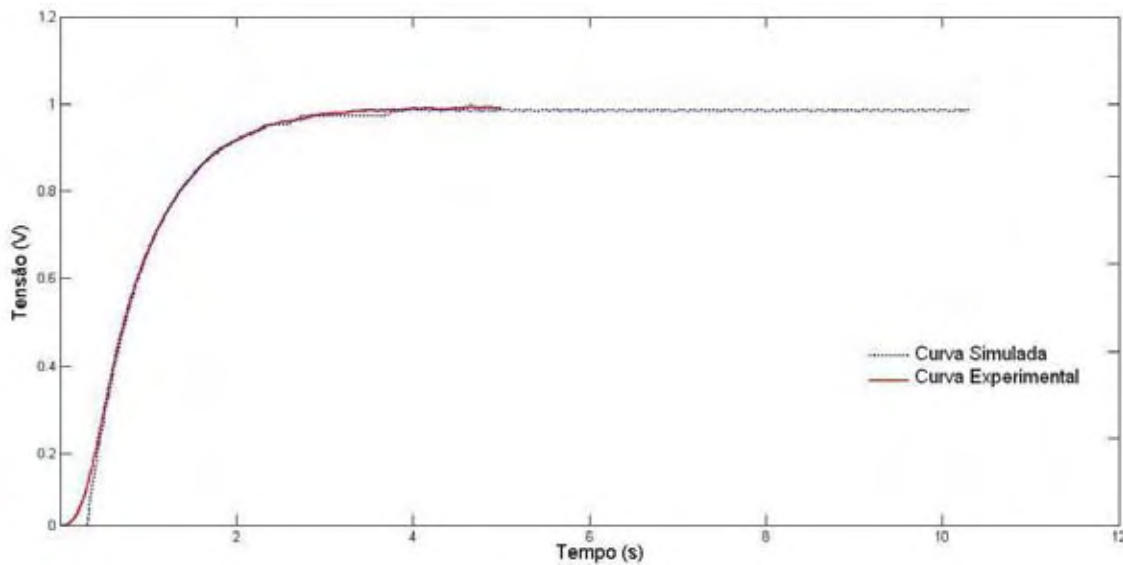
Na Figura 42 tem-se a resposta do sistema em malha fechada simulado e também do sistema formado pelos DSPs, ou seja, controlador e planta embarcados.

Pode-se verificar que, como no caso do controle do motor DC, as respostas não são idênticas apesar de serem muito semelhantes, principalmente na comparação do sistema em malha fechada simulado e o utilizando os DSPs.

Além disso, tendo em vista que no caso do controle do motor em malha fechada, quando utilizado o DSP como planta, para prever situações que podem ocorrer no sistema real, o experimento deu resultados satisfatórios, e que o mesmo controlador utilizado nessa situação também foi utilizado para controlar o motor DC que também teve uma resposta satisfatória, considera-se que se o controlador projetado por Prado (2009) fosse implementado na planta real, o resultado seria o esperado.

Desta forma, a metodologia apresentada neste trabalho, sugere que é possível utilizar DSPs atuando como plantas para avaliar o desempenho de controladores em situações

Figura 42 – Resposta do sistema em malha fechada simulado para o modelo linear simplificado.



Fonte: Elaborada pelo autor.

reais. Tendo os resultados sido satisfatórios, a próxima etapa foi a realização de testes com pessoas hígdas, para que se possa avaliar o sistema em malhada fechada, com controlador PID, no situação real, ou seja, controlando a posição da perna de uma pessoa hígdida.

7.2 Teste de repetibilidade

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

Desta forma seria possível avaliar se os parâmetros do modelo matemático variam ao longo do tempo, e mesmo com essa variação, observar se o controlador proposto nesse trabalho conseguiria atender as especificações de projeto.

Os testes foram realizados com três pessoas hígdas, em dois dias diferentes. Foram aplicados quinze estimulações consecutivas, com intervalo entre elas de dois minutos.

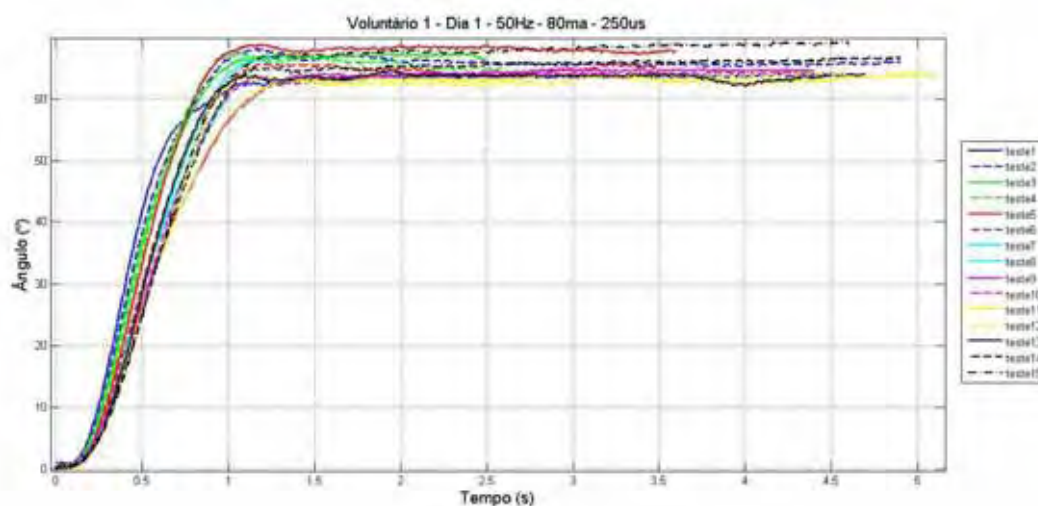
A frequência de estimulação utilizado foi 50Hz e a largura de pulso de $250\mu\text{s}$ para todos os voluntários. A escolha da corrente de estimulação foi feita a partir de um teste preliminar em que durante o experimento o voluntário obtivesse uma variação angular maior do que 40° e que fosse confortável para o mesmo. Essa corrente se manteve constante para cada participante.

O Voluntário 1 é homem, possui 27 anos, 78kg, 1,78m de altura, destro, pratica

atividades físicas todos os dias, entretanto durante a realização dos experimentos não realizou atividades físicas que envolvessem os membros inferiores. A corrente de estimulação escolhida foi 80mA.

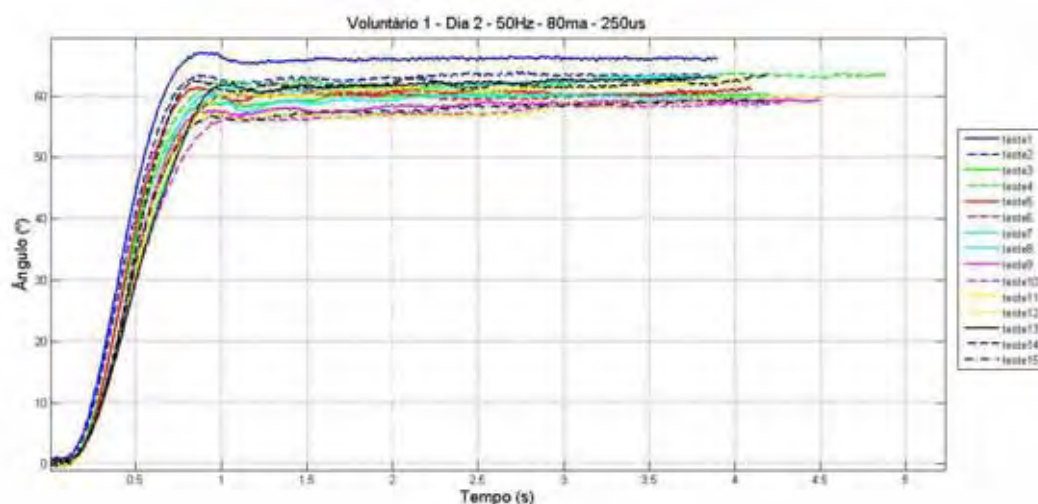
Na Figura 43 ilustra-se o resultado do experimento no primeiro dia, com o gráfico dos quinze testes realizados, afim de observar a variação angular da perna ao longo do experimento. A Figura 44 contém os resultados do experimento para o segundo dia e na Figura 45 estão os gráficos com as curvas com maiores e menores amplitudes durante cada dia de teste. Todos os gráficos são referentes ao voluntário 1.

Figura 43 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 1 no Dia 1.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 44 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 1 no Dia 2.



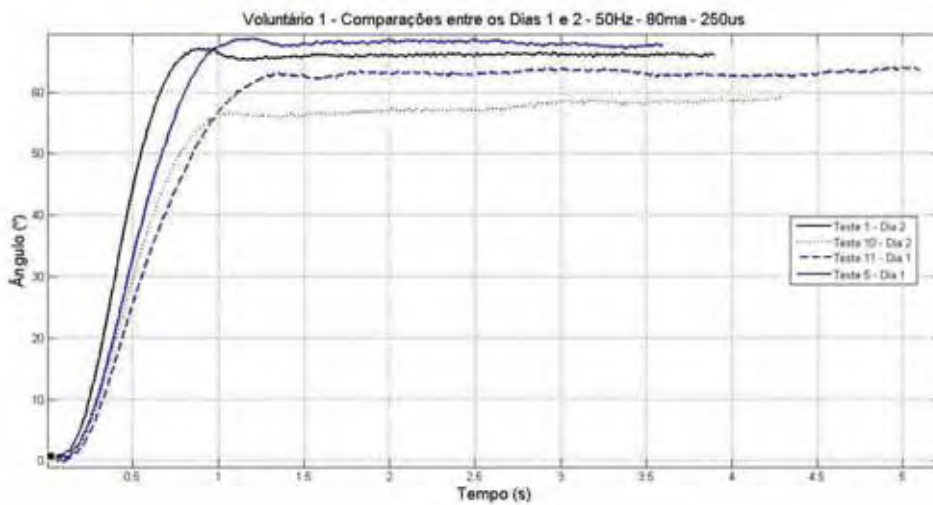
Fonte: Elaborada pelo autor.

Nota-se visivelmente que todas as estimulações resultaram em variações angulares

diferentes. Entretanto, mesmo com as diferenças, as curvas obtidas possuem a mesma tendência, mas com amplitudes diferentes. Essa situação se repete nos dois dias de testes.

Observa-se ainda, que todas as respostas tiveram um transitório de aproximadamente 1,5s, sem overshoot e com uma variação de amplitude de aproximadamente 5° no primeiro dia e 8° no segundo dia.

Figura 45 – Valores Máximos e Mínimos durante o Teste de Repetibilidade com o Voluntário 1.



Fonte: Elaborada pelo autor.

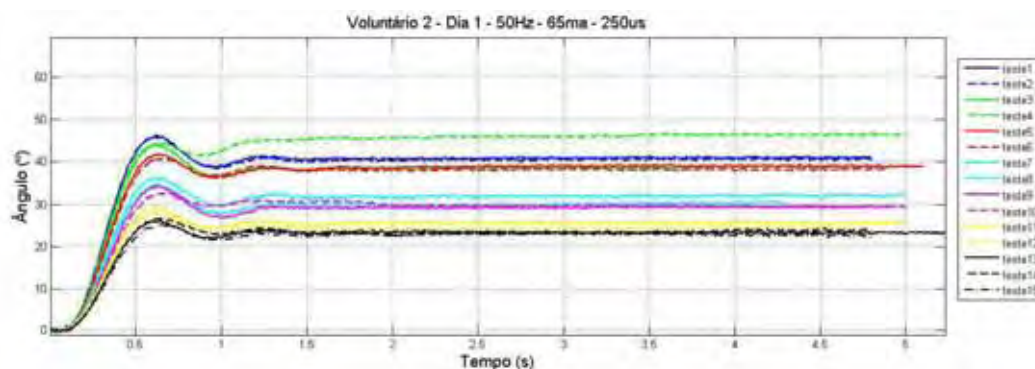
Ao observar as curvas com os valores máximos e mínimos durante os testes, nota-se que no primeiro dia o teste 5 obteve a maior variação angular, que foi de $68,31^\circ$, e o teste 11 obteve a menor variação angular, que foi de $63,25^\circ$. No segundo dia, no teste 1 obteve-se a maior variação angular, de $66,45^\circ$, e a menor foi de $58,61^\circ$ no teste 10. A maior diferença das variações angulares durante todos os testes foi de $9,7^\circ$.

O Voluntário 2 é homem, possui 21 anos, 76kg, 1,74m de altura, destro, não pratica nenhuma atividade física e durante a realização dos experimentos não realizou atividades físicas que envolvessem os membros inferiores. A corrente de estimulação escolhida foi 65mA.

A Figura 46 contém o resultado do experimento no primeiro dia, com o gráfico dos quinze testes realizados, afim de observar a variação angular ao longo do experimento. A Figura 47 contém os resultados do experimento para o segundo dia e na Figura 48 estão os gráficos com as curvas com maiores e menores amplitudes durante cada dia de teste. Todos os gráficos são referentes ao voluntário 2.

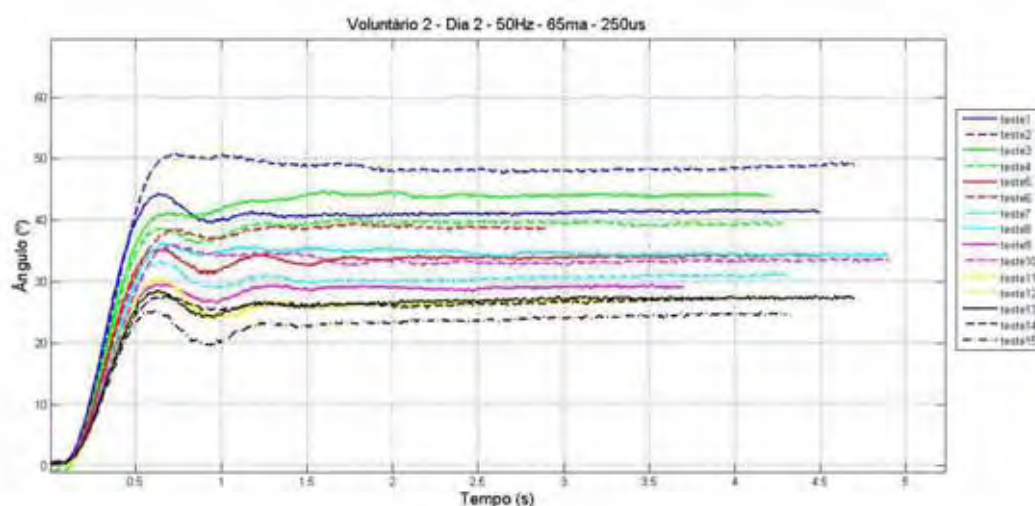
Assim como no caso do voluntário 1, nota-se visivelmente que todas as estimulações

Figura 46 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 2 no Dia 1.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 47 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 2 no Dia 2.



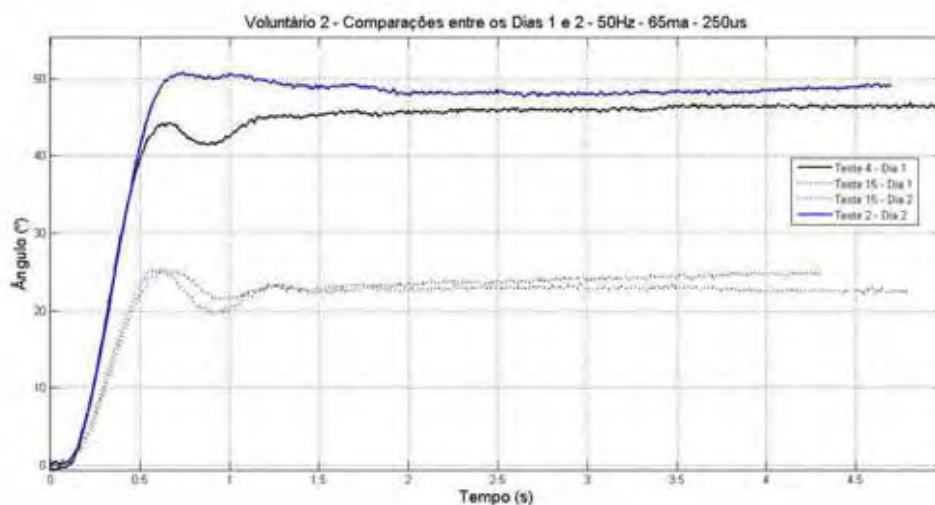
Fonte: Elaborada pelo autor.

resultaram em variações angulares diferentes. Entretanto, mesmo com as diferenças, as curvas obtidas possuem a mesma tendência, e no caso deste voluntário, está ainda mais evidenciado a diminuição progressiva da variação angular durante os testes, indicando o efeito da fadiga. Essa situação se repete nos dois dias de testes.

Observa-se ainda, que todas as respostas tiveram um transitório de aproximadamente 1,25s, com overshoot e com uma variação de amplitude de aproximadamente 23° no primeiro dia e 25° no segundo dia.

Ao observar as curvas com os valores máximos e mínimos durante os testes, nota-se que no primeiro dia o teste 4 obteve a maior variação angular, que foi de 46°, e o teste 15 obteve a menor variação angular, que foi de 23°. No segundo dia, o teste 2 obteve a maior variação angular, de 48°, e a menor foi de 23° no teste 15. A maior diferença das variações angulares durante todos os testes foi de 25°, que foi muito superior a do voluntário 1. Isso

Figura 48 – Valores Máximos e Mínimos durante o Teste de Repetibilidade com o Voluntário 2.



Fonte: Elaborada pelo autor.

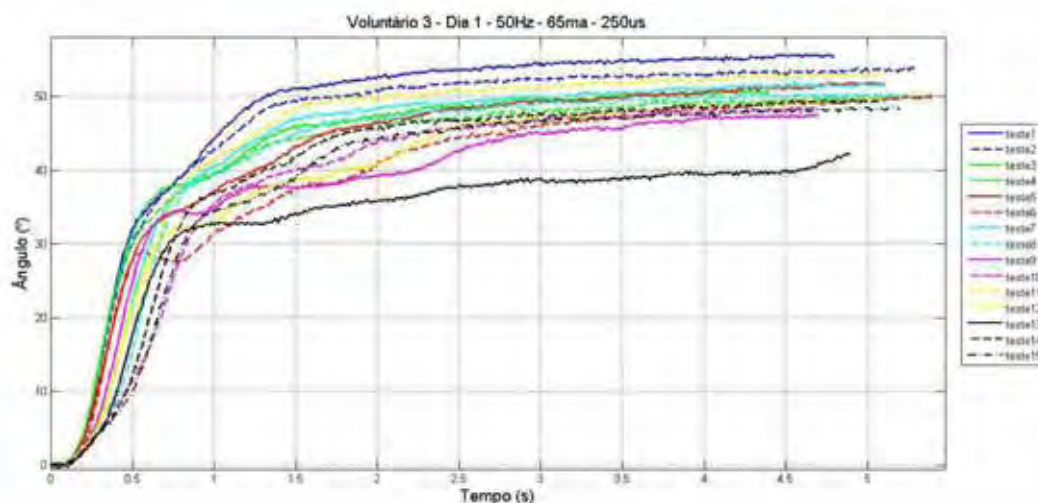
pode ser atribuído ao efeito da fadiga, que pode ser considerada maior no voluntário 1 devido ao seu perfil de atividades físicas ser sedentário, o que teoricamente fadigaria os músculos mais rapidamente.

O Voluntário 3 é homem, possui 33 anos, 65kg, 1,75m de altura, destro, pratica atividade física duas vezes por semana e durante a realização dos experimentos não realizou atividades físicas que envolvessem os membros inferiores. A corrente de estimulação escolhida foi 65mA.

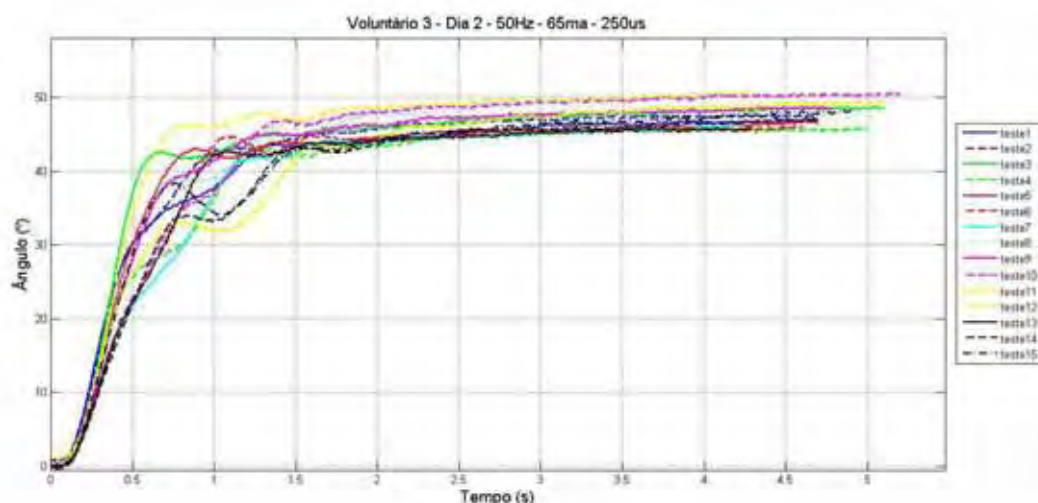
A Figura 49 contém o resultado do experimento no primeiro dia, com o gráfico dos quinze testes realizados, afim de observar a variação angular ao longo do experimento. A Figura 50 contém os resultados do experimento para o segundo dia e na Figura 51 estão os gráficos com as curvas com maiores e menores amplitudes durante cada dia de teste. Todos os gráficos são referentes ao voluntário 3.

Como já era de se esperar, assim como nos casos do voluntário 1 e 2, nota-se visivelmente que todas as estimulações resultaram em variações angulares diferentes. Entretanto, diferentemente dos casos anteriores, as curvas obtidas não possuem a mesma tendência, ou seja, não tem um padrão de repetibilidade, sendo que essa situação se repete nos dois dias de testes.

Observa-se ainda, diferente dos outros voluntários, em que respostas tiveram um transitório com a mesma tendência e em seguida se estabilizavam, para o voluntário um, nunca ocorre uma estabilização, a variação angular aumentava enquanto durava a

Figura 49 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 3 no Dia 1.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 50 – Teste de Repetibilidade com o Voluntário 3 no Dia 2.

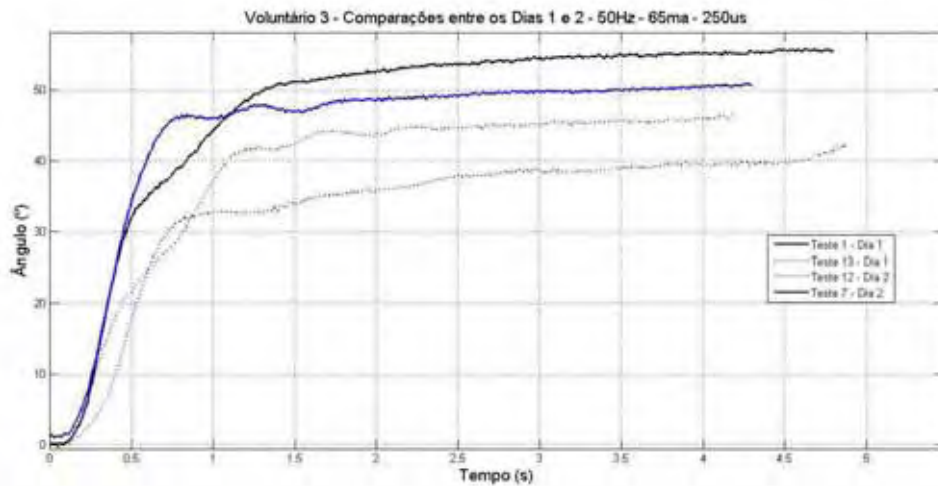
Fonte: Elaborada pelo autor.

estimulação, com uma variação de amplitude de aproximadamente 16° no primeiro dia e 4° no segundo dia.

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° , e no teste 13 obteve-se a menor variação angular, que foi de 38° . No segundo dia, no teste 7 obteve-se a maior variação angular, de 49° , e a menor foi de 45° no teste 15. A maior diferença das variações angulares durante todos os testes foi de 9° .

Analisando os testes realizados com os três voluntários, nota-se que nenhum teste foi igual a outro, mesmo para uma mesma pessoa. Esse fato evidencia que os parâmetros do

Figura 51 – Valores Máximos e Mínimos durante o Teste de Repetibilidade com o Voluntário 3.



Fonte: Elaborada pelo autor.

modelo matemático se alteram a todo momento.

No caso dos voluntários 1 e 2, as tendências da variação angular se mantiveram, modificando apenas suas amplitudes máximas, diferente do voluntário 3, que não houve um padrão na tendência da variação angular. Desta forma, considera-se, a princípio, que a posição da perna do voluntário 3 seja a mais difícil de se controlar. Por esse motivo, o voluntário 3 foi o escolhido para ter os parâmetros do modelo matemático identificado e, posteriormente, realizado um controle em malha fechada da posição de sua perna.

7.3 Identificação da Planta

Conforme foi mencionado na seção anterior, o voluntário 3 foi escolhido para ter os parâmetros do modelo matemático identificado. Foram realizados dois testes para atingir esse objetivo.

A frequência de estimulação escolhida foi de 50Hz e a largura do pulso foi de $250\mu s$, no primeiro teste a amplitude escolhida foi de 60mA e no segundo, 65mA.

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

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

O vetor corrente média foi multiplicado por uma constante, de forma que o resultado

fosse igual a um, assim, tem-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 corrente de estimulação foram fixados, a mudança do valor do degrau, irá alterar a largura do pulso aplicado, mantendo a proporcionalidade da corrente média. Assim, o controlador projetado irá controlar a corrente média aplicada durante a estimulação variando a largura do pulso de estimulação.

Após a realização dos testes, os vetores armazenados foram importados para o LabVIEW. O programa utilizado foi o mesmo para a identificação da planta do motor, no capítulo 6. No LabVIEW utilizou-se o bloco de "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. Esse modelo foi escolhido, baseado nos estudos de Law e Shields (2006), que apresenta o modelo linear simplificado dos membros inferiores. Além disso, esse modelo apresentou uma boa aproximação linear para os testes realizados neste trabalho.

Na Figura 52 pode-se observar o programa desenvolvido em LabVIEW que importa os vetores gravados e encontra a função de transferência correspondente.

Na Figura 53 está ilustrado o bloco de identificação de sistemas do LabVIEW, nota-se que ele encontra a melhor função de transferência, de acordo com a ordem do numerador e denominador configurada pelo usuário.

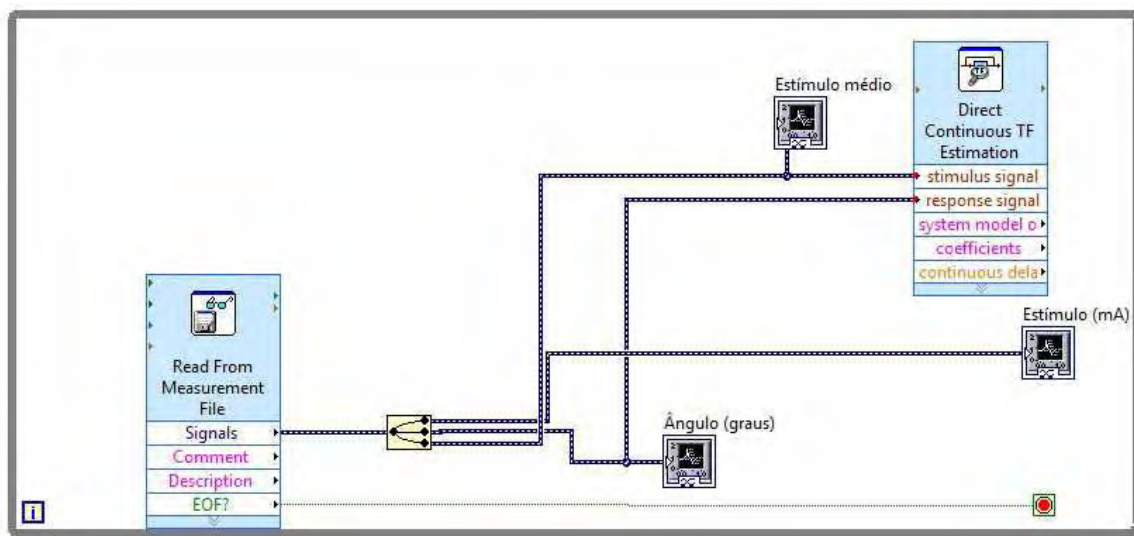
A planta identificada para o primeiro teste está apresentada na equação 6, enquanto a planta identificada para o segundo teste está apresentada na equação 7.

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

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

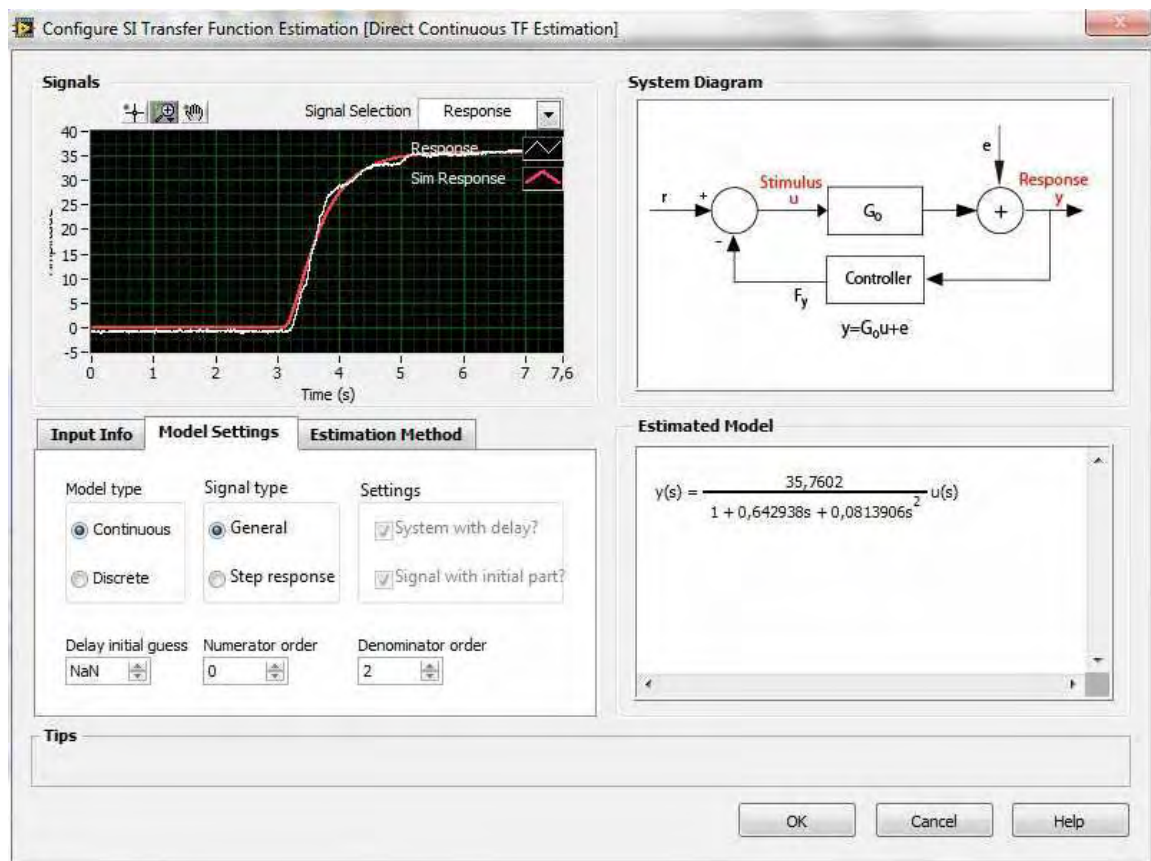
Após a identificação dos parâmetros, as plantas foram simuladas no software Matlab e plotadas em um mesmo gráfico, as curvas obtidas por simulação e experimental para cada teste.

Figura 52 – Programa desenvolvido em LabVIEW para Identificação de Sistemas.



Fonte: Elaborada pelo autor.

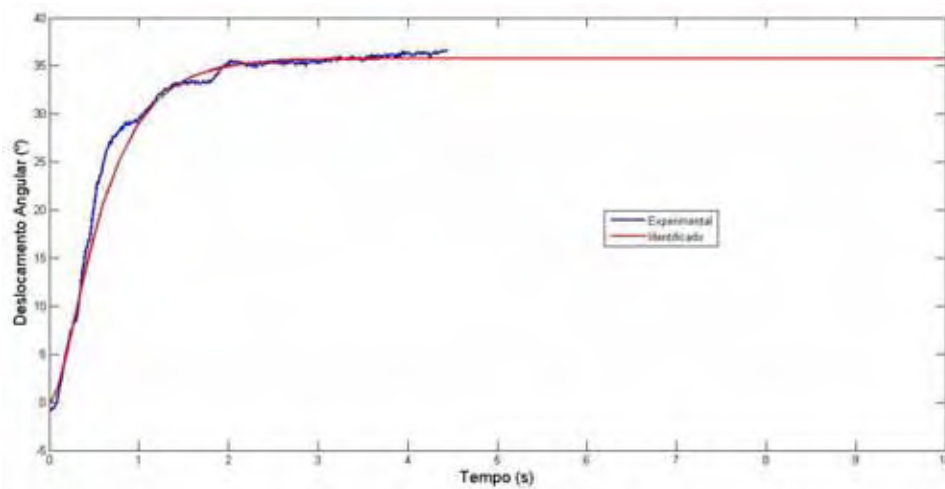
Figura 53 – Tela do Bloco de Estimação de Função de Transferência.



Fonte: Elaborada pelo autor.

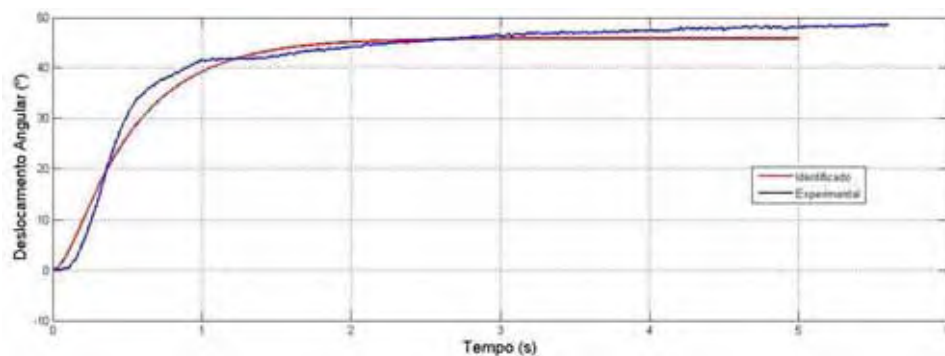
Na Figura 54 está apresentado o resultado da comparação para o teste 1, e na Figura 55 para o teste 2.

Figura 54 – Simulação da Planta Identificada Para o Primeiro Teste do Voluntário 3



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 55 – Simulação da Planta Identificada Para o Segundo Teste do Voluntário 3



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 teste 1 foi de 0.9506 e para o teste 2 foi de 0.9309.

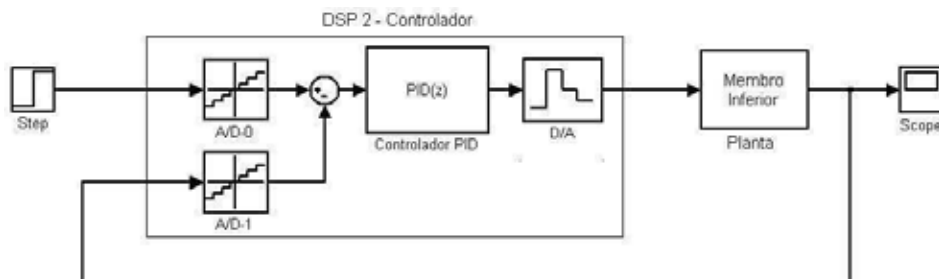
Desta forma, conclui-se que a aproximação linear de segunda ordem pode representar suficientemente bem o modelo matemático dos membros inferiores que relaciona o estímulo aplicado e a variação angular da posição da perna, apesar dos parâmetros do modelo matemático variarem ao longo do tempo.

7.4 Controle da Posição da Perna

A partir das plantas obtidas na seção 7.3, simulou-se para cada uma delas, no Matlab/Simulink, o sistema em malha fechada com um controlador PID discreto, conforme

está ilustrado na Figura 56.

Figura 56 – Simulação do sistema em malha fechada para controlar a posição da perna.

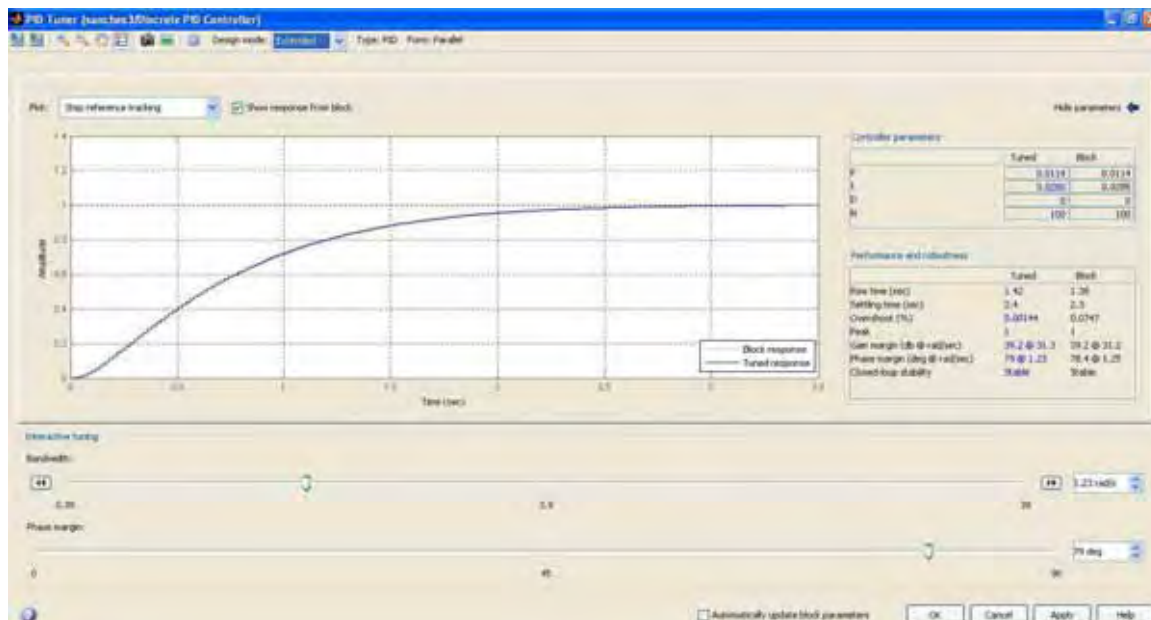


Fonte: Elaborada pelo autor.

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 50Hz, que é a mesma frequência de estimulação.

O ambiente PID Tuner do botão "Tune" do bloco PID é mostrado na Figura 57.

Figura 57 – Ambiente PID Tuner do bloco PID.

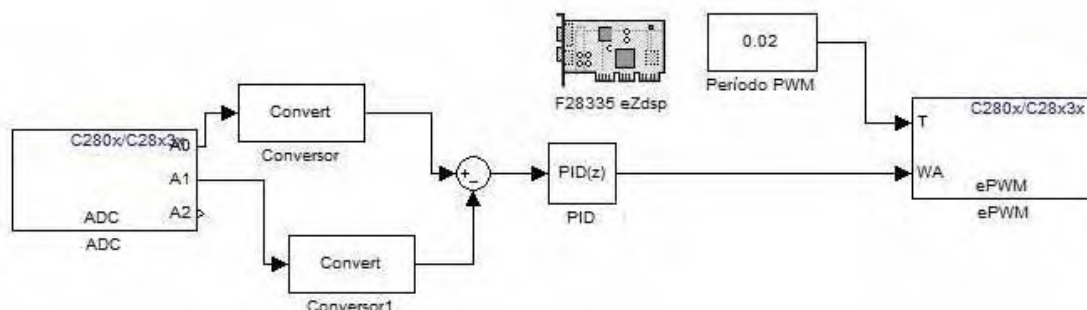


Fonte: Elaborada pelo autor.

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, a realimentação, realizasse o controle, e gerasse a forma de onda de estimulação.

O diagrama de blocos do algoritmo gravado está apresentado na Figura 58.

Figura 58 – Algoritmo de Controle da Posição da Perna Gravado no DSP.



Fonte: Elaborada pelo autor.

O algoritmo gravado 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 da realimentação e posteriormente vai para o 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 $325\mu\text{s}$. Foi permitido que o controlador chegasse a 1,3 para que seja possível a realização de controle para posições mais elevadas em relação ao teste em que ocorreu a identificação.

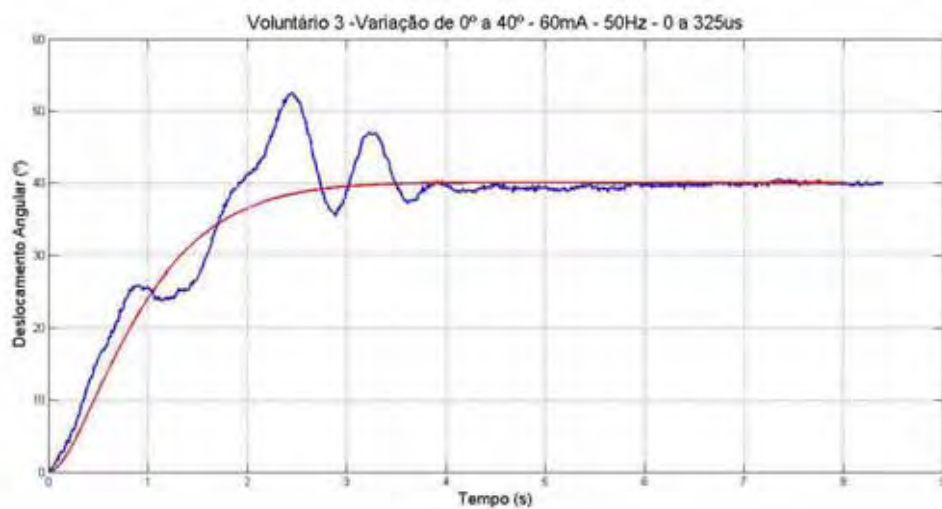
Em seguida foi elaborado um programa no LabVIEW para a realização dos testes de controle. Esse programa possui uma entrada analógica capaz de monitorar e armazenar o deslocamento angular durante o experimento, e uma saída analógica que fornece o ângulo de referência para o DSP. O programa desenvolvido pode ser visto na Figura 59.

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

No teste apresentado na Figura 60, o executor coloca o ângulo de referência igual a 30° , partindo da origem e plota o resultado simulado e experimental, levando em consideração a primeira planta identificada e corrente de 60mA. O resultado experimental evidencia que o estabelecimento do sistema, o erro de regime foi de aproximadamente 1%, o tempo de estabelecimento foi de 3,3s e overshoot de aproximadamente 25% .

Da mesma forma, no teste apresentado na Figura 61, o executor coloca o ângulo de referência igual a 40° partindo da origem e plota o resultado simulado e experimental,

Figura 61 – Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 40° - corrente de 60mA.



Fonte: Elaborada pelo autor.

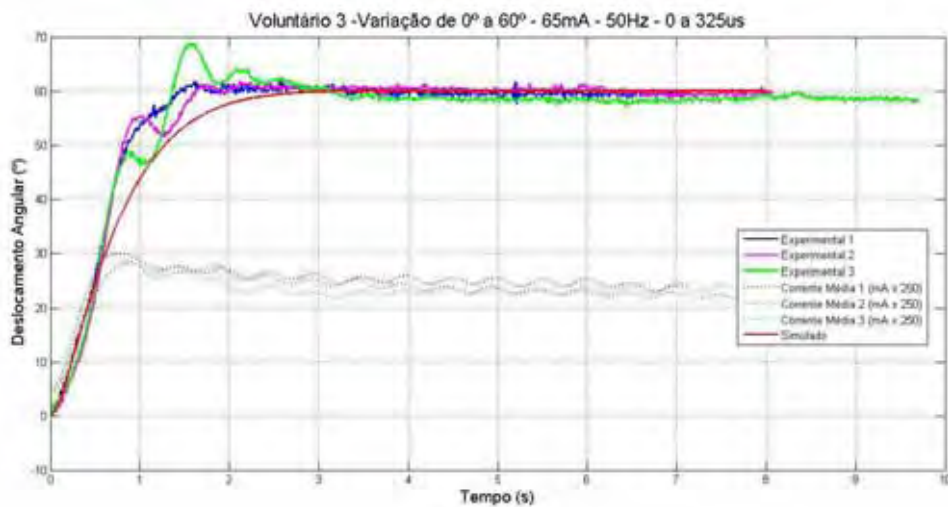
de 2 minutos. Observando o resultado experimental nota-se que em todos os casos o estabelecimento do sistema, o maior erro de regime foi de aproximadamente 1,5%, o tempo de estabelecimento do primeiro e segundo teste foi de 2,5s e do terceiro teste foi de 3s e apenas o terceiro experimento demonstrou overshoot, que foi de aproximadamente 13% . Com a realização destes três experimentos, nota-se que o controlador consegue posicionar adequadamente a perna do voluntário, além disso é possível perceber que os resultados estão próximos ao resultado simulado. Analisando a corrente média, nota-se que ela varia a todo 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.

Os próximos testes, diferentemente dos anteriores, em que a posição angular partia da origem, percorrem o caminho de um ângulo de referência para outro, ou seja, é realizado um estímulo para colocar a perna do voluntário em uma posição desejada e posteriormente é mudada a referência para outra posição. Os quatro próximos testes são de elevação da posição angular, enquanto os dois últimos são de redução.

No teste apresentado na Figura 63, o executor coloca o ângulo de referência igual a 50° partindo do ângulo de 40° 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 e overshoot de aproximadamente 1,7% .

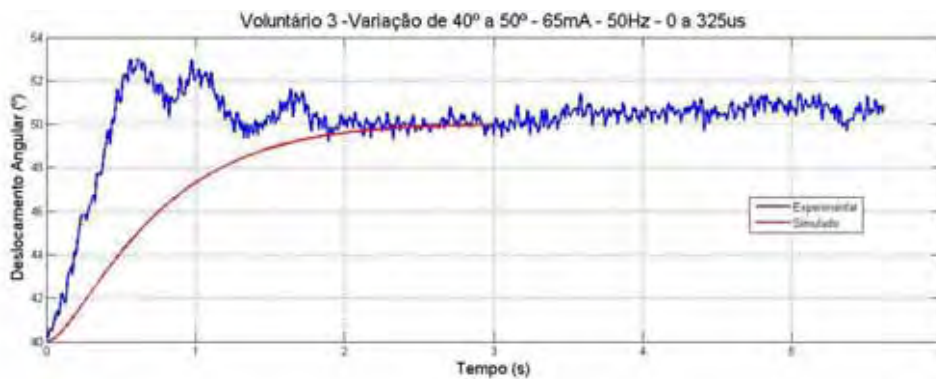
Na Figura 64 está apresentado o teste em que o ângulo de referência é igual a 60°, partindo do ângulo de 40°. Foram plotados os resultados simulados, experimentais e correntes médias de estimulação. Esse experimento foi repetido duas vezes consecutivas,

Figura 62 – Teste de Controle - Variação Angular de 0 a 60° - corrente de 65mA.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 63 – Teste de Controle - Variação Angular de 40 a 50° - corrente de 65mA.



Fonte: Elaborada pelo autor.

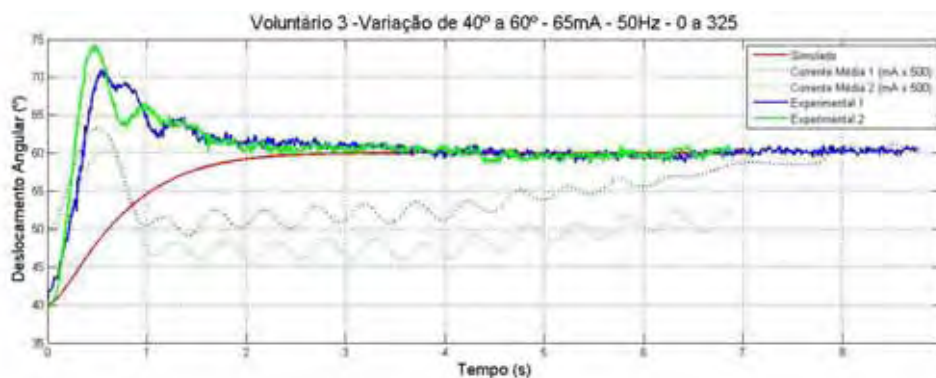
com intervalo de 2 minutos.

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 23% no segundo teste.

Também é possível observar a corrente média nos dois testes. Visivelmente as correntes médias para a estabilização do sistema são diferentes, mais uma vez indicando a mudança da planta entre os testes. Entretanto, o fato interessante é que durante a realização do primeiro teste, mesmo após a posição angular estar estabilizada na posição desejada, a corrente média continua 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.

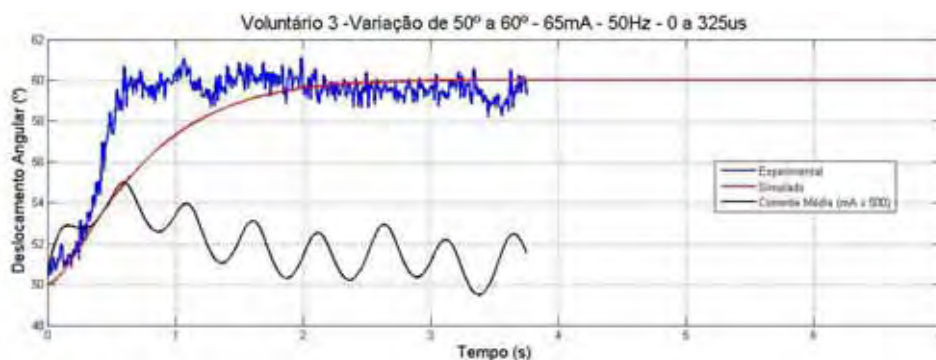
Figura 64 – Teste de Controle - Variação Angular de 40 a 60° - corrente de 65mA.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Da mesma forma, no teste apresentado na Figura 65, o executor coloca o ângulo de referência igual a 60° partindo do ângulo de 50°, e plota o resultado simulado, experimental e corrente média. Através 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 65 – Teste de Controle - Variação Angular de 50° a 60° - corrente de 65mA.



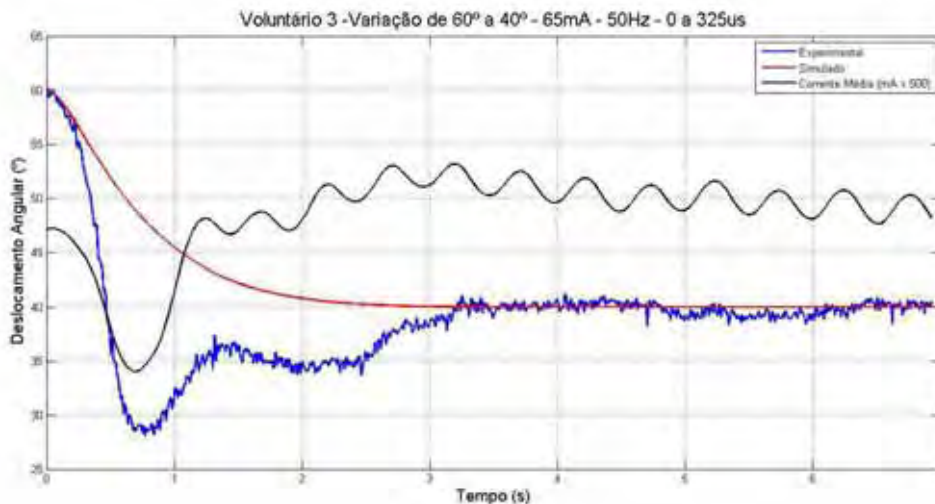
Fonte: Elaborada pelo autor.

Os próximos dois teste são de redução da posição angular.

A Figura 66 contém os gráficos dos resultados simulados, experimentais e 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 a ação da gravidade que com qualquer diminuição do valor

da corrente média favorece a redução brusca da posição angular. Além disso os parâmetros do modelo matemático não foram identificados para redução da posição angular, mas sim para sua elevação, uma vez que não pode-se afirmar que o modelo matemático é o mesmo para as duas situações. O overshoot demonstrado foi de 27% .

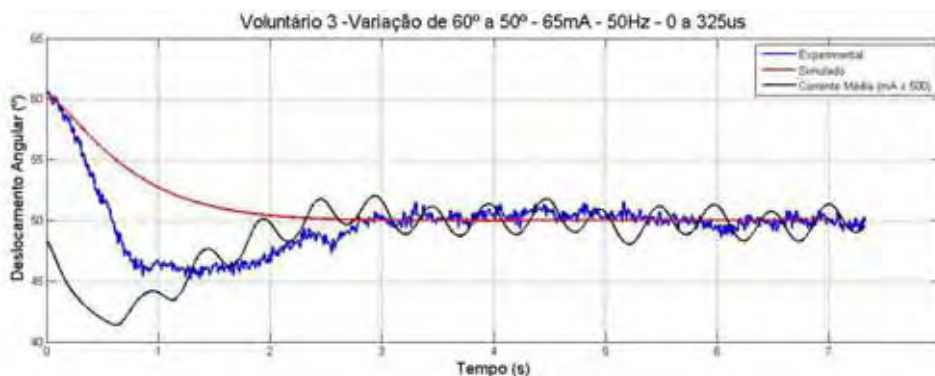
Figura 66 – Teste de Controle - Variação Angular de 60 a 40° - corrente de 65mA.



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 67 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 67 – Teste de Controle - Variação Angular de 60 a 50° - corrente de 65mA.



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 ao projetados e em cinco testes o tempo foi igual ao projetado. Entretanto, o transitório na maioria dos casos não foi o esperado apresentando overshoot em grande parte dos testes.

Desta forma considera-se os resultados obtidos satisfatórios, uma vez que todas as etapas da implementação do sistema de controle ocorre a propagação de imprecisões .

Isso leva em consideração as imprecisões na fabricação de componentes, como a faixa de precisão dos resistores e capacitores e as precisões e número de bits dos conversores A/D, também deve ser levado em conta as aproximações nas constantes matemáticas, assim como nos projetos de controladores e processos de identificação, e por fim, a principal imprecisão é em relação às condições da pessoa envolvida no teste.

Conforme foi analisado até o presente momento, 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 do teste em malha fechada não se pode afirmar que se mantém.

Durante os testes o voluntário estava sujeito a distúrbios externos que podem ter afetado o teste. Ou seja, a modificação involuntária da posição da pessoa na cadeira, a expectativa para realizar o teste, tensão, inclinação do assento, dentre outros fatores podem afetar 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.

8 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Analisando-se os resultados obtidos, constata-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, fazer o controle e atuar sobre a planta com eficiência e facilidade. Através da comparação dos gráficos plotados com os dados dos sistemas simulados e com os dados dos sistemas experimentais, verifica-se que as respostas foram condizentes com a teoria, validando a metodologia de se utilizar um DSP como um instrumento que representa uma planta.

A plataforma de testes desenvolvida, contendo o Estimulador Elétrico Neuromuscular, os sensores e a cadeira ergonômica, é versátil e segura, e atendeu as necessidades da pesquisa, podendo ser utilizado tanto para realizar experimentos de teste com FES, tanto em malha aberta, ou fechada e poderá ser utilizada para realizar diversos outros tipos de testes em pessoas, como estudos biomecânicos, avaliação muscular dos membros inferiores, análise de fadiga e análise de eletromiografia. Além disso, com o sistema de identificação incluído, o processo de identificação de modelos matemáticos dos indivíduos submetidos a testes é muito ágil.

O programa de interfaceamento da plataforma, desenvolvido em LabVIEW, torna o uso dos equipamentos da plataforma fácil e rápido, podendo visualizar todas as grandezas monitoradas e possibilitando intervir nos parâmetros de estimulação. Pode também ser usado para inserir o sistema de controle, caso desejado.

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. No caso dos voluntários 1 e 2, observa-se que as curvas apresentam a mesma tendência, diferenciando o valor da amplitude máxima do deslocamento angular. Enquanto o voluntário 3, tem seus trajetos da posição angular variando sem um padrão que pudesse ser percebido.

A princípio, as diferenças nos resultados, podem ser atribuídas a 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 se atentar 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, ou seja, os parâmetros mudam a todo o momento, impossibilitando a garantia de que ao se projetar um controlador e implementá-lo, 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 com que a perna se estabelecesse na posição desejada pelo usuário, com erro de regime inferior a 2% . Um fato interessante é que os tempos de estabelecimento foram próximos ao projetado, tornando o experimento válido. Entretanto, os transitórios dos testes não foram, na maioria dos casos, como o transitório projetado, apresentado overshoot em alguns casos.

Outro fato interessante é variação da corrente média. Em diferentes testes, mesmo após a posição angular 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.

Desta forma, conclui-se que o uso de um controlador PID para controlar a posição da perna de pessoas híbridas é válido. Espera-se que ao se repetir a mesma metodologia para uma pessoa com lesão medular, a situação se repita, fazendo com que ela aumente sua atividade muscular, contribuindo para o fortalecimento muscular e melhora da atrofia do indivíduo.

As diferenças entre os resultados experimentais e simulados podem ser atribuídos à propagação de imprecisões durante todas as etapas da implementação do sistema de controle. Isso leva em consideração as imprecisões na fabricação de componentes, as aproximações nas constantes matemáticas, erros no processo de identificação, e condições da pessoa envolvida no teste. Assim como o fato de que os parâmetros identificados que serviram como base para projetar o controlador, no momento do teste em malha fechada

não se pode afirmar que se mantêm.

Os testes realizados com controle em malha fechada da posição da perna de uma pessoa hígida mostraram que o objetivo do trabalho foi atingido, possibilitando ao grupo de pesquisa adquirir experiência que será muito importante para o aprimoramento do sistema implementado, visando a geração de marcha para pacientes com lesão medular.

Como trabalho futuro, propõe-se o aumento do número de voluntário para o teste de identificação e controle, possibilitando analisar melhor o desempenho do controlador.

Também sugere-se fazer um estudo detalhado do perfil dos voluntários envolvidos, visando conhecer seus hábitos, estilos de vida, atividades físicas praticadas, e se isso tem alguma relação com o modelo matemático do membro inferior de cada um. Além disso, expandir o testes para pessoas com lesão medular.

Outra sugestão é o uso de mais canais FES, para que se possa realizar o controle de vários músculos ao mesmo tempo, a fim de se obter um controle mais eficaz, e que a energia para manter a perna em uma posição definida possa ser dividido entre eles.

REFERÊNCIAS

ABBAS, J. J.; CHIZECK, H. J. Neural network control of functional neuromuscular stimulation systems: computer simulation studies. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, Piscataway, v. 42, n. 11, p. 1117-1127, Nov. 1995.

ABBAS, J. J.; TRIOLO, J. R. Experimental evaluation of an adaptive feedforward controller for use in functional neuromuscular stimulation systems. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Piscataway, v. 5, n. 1, p. 12-22, Mar. 1997.

AGNE, J. E. *Eletroterapia: teoria e prática*. [S.l.]: Orium, 2005.

BELTRAMINI, L. M. *Elementos de histologia e anatomia: fisiologia humana*. [S.l.]: USP, Serviço Gráfico do Instituto de Física de São Carlos, 1997.

BRAUN, R. P. Relationship between functional electrical stimulation duty cycle and fatigue in wrist extensor muscles of patients with hemiparesis. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 68, n. 1, p. 51-56, 1988.

CHANGHUA, L.; JING, Z. Design and simulation of a fuzzy-pid composite parameters controller with matlab. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTER DESIGN AND APPLICATIONS - ICCDA, 2010, Qinhuangdao. *Proceedings...* Piscataway: IEEE, 2010. v. 4, p. 308-311.

CHIH-LUNG, L. et al. A multichannel programmable dsp-based fes system. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 19., 1997, Chicago. *Proceedings...* Piscataway: IEEE, 1997. v. 5, p. 1932-1933.

CHIZECK, H. J. et al. Pulse-train controllers for functional neuromuscular stimulation. In: IEEE CONFERENCE ON DECISION AND CONTROL, 22., 1983, San Antonio. *Proceedings...* Piscataway: IEEE, 1983. v. 22, n. 1, p. 1501-1503.

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.

FENG, W.; ANDREWS, B. J. Adaptive fuzzy logic controller for fes-computer simulation study. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 16., 1994, Baltimore. *Proceedings...* Piscataway: IEEE, 1994. v. 1, p. 406-407.

FERRARIN, M. et al. An experimental pid controller for knee movement restoration with closed loop fes system. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 18., 1996, Amsterdam. *Proceedings...* Piscataway: IEEE, 1996.

- FERRARIN, M. et al. Model-based control of fes-induced single joint movements. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Piscataway, v. 9, n. 3, p. 245-257, Sept. 2001.
- 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.
- FISIONET. *Quadríceps superficial*. São José do Rio Preto, 2012. Disponível em: <<http://www.fisionet.com.br/galeria/index.php?page=6>>. Acesso em: 27 abr. 2012.
- FRANKEN, H. M. et al. Identification of passive knee joint and shank dynamics in paraplegics using quadriceps stimulation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Piscataway, v. 1, n. 3, p. 154-164, Sept. 1993.
- FREIVALDS, A. *Biomechanics of the upper limbs, mechanics modeling and musculoskeletal*. Boca Raton: CRC Press, 2004.
- FRUTOS, C. *Conheça o joelho*. São Paulo, 2012. Disponível em: <<http://www.drcarlosfrutos.com.br/conheca-o-joelho>>. Acesso em: 27 abr. 2012.
- 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.
- GRAUPE, D.; KORDYLEWSKI, H. Neural network control of fes in paraplegics for patient-responsive ambulation. In: IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON CIRCUITS AND SYSTEMS, 1994, London. *Proceedings...* Piscataway: IEEE, 1994. v. 6, p. 249-252.
- GUYTON, A. C. *Fisiologia humana*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
- GWO-CHING, C. et al. A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Piscataway, v. 1, n. 5, p. 2-11, Mar. 1997.
- HAN-CHANG, W.; SHUENN-TSONG, Y.; TE-SON, K. A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for fes applications. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Piscataway, v. 51, n. 1, p. 2-9, 2002.
- HERZOG, W.; NIGG, B. M. *Biomechanics of musculoskeletal system*. Chichester: Wiley and Sons, 1999.
- HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London*, London, v. 126, n. 19, p. 1365, 1938.

HUXLEY, A. F. Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, Kidlington, v. 7, p. 255-318, 1957.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE. *Censo demográfico*. Rio de Janeiro, 1991.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE. *Censo demográfico*. Rio de Janeiro, 2000.

JEZERNIK, S.; WASSINK, R. G. V.; KELLER, T. Sliding mode closed loop control of fes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Piscataway, v. 51, n. 2, p. 263-272, Feb. 2004.

JIA-JIN, J. C. et al. Applying fuzzy logic to control cycling movement induced by functional electrical stimulation. *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, Piscataway, v. 5, n. 2, p. 158-169, June 1997.

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

KOVAKS, Z. L. *O cérebro e sua mente: uma introdução a neurociência computacional*. São Paulo: Edição Acadêmica, 1997.

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

LIANZA, S. *A estimulação elétrica funcional - fes e reabilitação*. São Paulo: Atheneu, 1993.

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.

MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 1993, Chicago. *Proceedings...* Piscataway: IEEE, 1993. p. 1238-1239.

MOHAMMED, S. et al. Lower limbs movement restoration using input-output feedback linearization and model predictive control. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYSTEMS, 2007, San Diego. *Proceedings...* Piscataway: IEEE, 2007. p. 1945-1950.

MULTILÓGICA SHOP. *Acelerômetro com regulador de voltagem*. Santo André, 2012. Disponível em: <<http://multilogica-shop.com/accelerg-com-regulador-de-voltagem>>. Acesso em: 10 jul. 2012.

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

- NG, S. K.; CHIZECK, H. J. A fuzzy logic gait event detector for fes paraplegic gait. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN
- NING, L.; CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J. Closed-loop recruitment and frequency modulation of antagonistic muscles during co-activation in fns. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 10., 1988, New Orleans. *Proceedings...* Piscataway: IEEE, 1988. v. 4, p. 1521-1522.
- NUNES, R. A. A.; ALBUQUERQUE, M. P. *Introdução a processadores de sinais digitais*. Rio de Janeiro: Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas, fev. 2006. 17 p. (NT-001/2006).
- OGATA, K. Modern control engineering. 5. ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, 2010.
- PANSANI, A. Fisiologia muscular. 2012. Disponível em: <<http://dc338.4shared.com/doc/J-4CogLx/preview.html>>. Acesso em: 27 abr. 2012.
- PETROFSKY, J. S. Electrical stimulation: neurophysiological basis and application. *Basic and Applied Myology*, Padua, v. 14, n. 4. p. 205-213, 2004.
- 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.
- RABISCHONG, E. Surface action potentials related to torque output in paraplegics. *Medical Engineering and Physics*, London, v. 18, n. 7, p. 538-547, 1996.
- RINER, R.; FUHR, T. Patient-driven control of fes-supported standing up: a simulation. *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, Piscataway, v. 6, n. 2, p. 113-124, 1998.
- 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, DC: World Bank, 2008.
- ROONEY, J. G.; CURRIER, D. P.; NITZ, A. J. Effect of variation in the burst and carrier frequency modes of neuromuscular electrical stimulation on pain perception of healthy subjects. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 72, n. 11, p. 800-806, 1992.
- SCI-INFO-PAGES. *Spinal cord injury*. 2012. Disponível em: <<http://www.sci-info-pages.com/facts.html>>. Acesso em: 24 mar. 2012.

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.

SUETAKE, M.; SILVA, I. N.; GOEDTEL, 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.

TANIGUCHI, T. et al. Model construction, rule reduction, and robust compensation for generalized form of takagi-sugeno fuzzy systems. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, Piscataway, v. 9, n. 4, p. 525-537, 2001.

TEIXEIRA, M. C. M. et al. Design of a fuzzy takagi-sugeno controller to vary the joint knee angle of paraplegic patients. *Lectures Notes in Computer Science*, Heidelberg, v. 4234, n. 3, p. 118-126, 2006.

TEXAS INSTRUMENTS. *TMS320C2000 experimenter kit overview*. Texas, Feb. 2011. 1 p.

VELTINK, P. H. et al. Nonlinear joint angle control for artificially stimulated muscle. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, Piscataway, v. 39, n. 4, p. 368-380, Apr. 1992.

YING-HAN, C. et al. A digital signal processor based functional electrical stimulation system with its user interface design. In: ANNUAL CONFERENCE AND THE ANNUAL FALL MEETING OF THE BIOMEDICAL ENGINEERING SOCIETY EMBS/BMES CONFERENCE, 24., 2002, Houston. *Proceedings...* Piscataway: IEEE, 2002. v. 3, p. 2384-2385.

WILHERE, G. F.; CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J. Design and evaluation of a digital closed-loop controller for the regulation of muscle force by recruitment modulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Piscataway, v. 32, n. 9, p. 668-676, Sept. 1985.

ANEXO A - PROTOCOLO DO PONTO DE ATIVAÇÃO

Protocolo para encontrar o ponto de ativação

1. Assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE

O voluntário deverá ler e assinar duas vias do documento, com intuito de deixá-lo ciente de todos os procedimentos envolvidos.

2. Instrução do Voluntário

O executor irá instruir o voluntário sobre todos os procedimentos que serão realizados, além de sanar todas as dúvidas pertinentes ao experimento que o voluntário possa ter.

3. Realizar medição dos parâmetros antropométricos

O executor deverá realizar a medição dos parâmetros antropométricos, que estão especificados no ANEXO 1, e preencher o respectivo formulário.

4. Aferir Pressão Arterial Inicial

O executor deverá aferir a pressão do voluntário antes de realizar os testes.

5. Realizar os Ajustes da Cadeira Ergonômica

O executor deverá realizar os ajustes de forma que o voluntário fique confortável, e que seja possível fazer as medições corretas das grandezas monitoradas, como por exemplo fazer com que o eixo de rotação do eletrogoniômetro seja o mesmo eixo de rotação da perna do voluntário.

6. Encontrar o ponto de ativação

O executor posicionará os eletrodos de estimulação sobre a perna do voluntário. O Anodo deverá ser posicionado próximo a inserção do quadríceps, logo acima da patela, enquanto o Catodo deverá ser posicionado próximo a inserção proximal e

o executor deverá fazer diversos testes e verificar qual posição o estímulo realiza o maior deslocamento angular, com menor amplitude de corrente, e que cause maior conforto ao voluntário.

7. Marcar o ponto de ativação

O executor marca com caneta permanente o local encontrado no item anterior, e fornece um aparelho de barbear descartável para que o voluntário faça a tricotomia para os próximos testes.

8. Aferir Pressão Arterial Final

O executor deverá aferir a pressão do voluntário após realizar os testes.

9. Agendar o próximo teste

O executor, junto com o voluntário, agendará a data e o horário do próximo teste.

ANEXO B - PROTOCOLO DE REPETIBILIDADE

Protocolo de Repetibilidade

O teste de repetibilidade é repetido em dois dias distintos, com intervalo de pelo menos 24 horas entre eles.

1. Instrução do Voluntário

O executor irá instruir o voluntário sobre todos os procedimentos que serão realizados, além de sanar todas as dúvidas pertinentes ao experimento que o voluntário possa ter.

2. Aferir Pressão Arterial Inicial

O executor deverá aferir a pressão do voluntário antes de realizar os testes.

3. Posicionar o voluntário

O executor pedirá para que o voluntário se sente de forma confortável sobre a cadeira ergonômica. Em seguida posicionará os eletrodos de estimulação sobre o ponto de ativação encontrado no teste anterior.

4. Realizar os Ajustes da Cadeira Ergonômica

O executor deverá realizar os ajustes de forma que o voluntário fique confortável, e que seja possível fazer as medições corretas das grandezas monitoradas, como por exemplo fazer com que o eixo de rotação do eletrogoniômetro seja o mesmo eixo de rotação da perna do voluntário.

5. Escolha da corrente de estimulação

Será aplicado uma estimulação com amplitude suficiente para que haja um deslocamento angular de pelo menos 40°. Ao se obter essa amplitude ela deverá ser anotada, uma vez que será usada em todo o teste de repetibilidade.

6. Realização das estimulações

Serão aplicados quinze estimulações consecutivas, com todos os parâmetros constantes, com intervalo de dois minutos entre elas, armazenando o comportamento do deslocamento angular.

7. Aferir Pressão Arterial Final

O executor deverá aferir a pressão do voluntário após realizar os testes.

8. Agendar o próximo teste

O executor, junto com o voluntário, agendará a data e o horário do próximo teste.

ANEXO C - PROTOCOLO DE IDENTIFICAÇÃO

Protocolo de Identificação

1. Instrução do Voluntário

O executor irá instruir o voluntário sobre todos os procedimentos que serão realizados, além de sanar todas as dúvidas pertinentes ao experimento que o voluntário possa ter.

2. Aferir Pressão Arterial Inicial

O executor deverá aferir a pressão do voluntário antes de realizar os testes.

3. Posicionar o voluntário

O executor pedirá para que o voluntário se sente de forma confortável sobre a cadeira ergonômica. Em seguida posicionará os eletrodos de estimulação sobre o ponto de ativação encontrado no teste anterior.

4. Realizar os Ajustes da Cadeira Ergonômica

O executor deverá realizar os ajustes de forma que o voluntário fique confortável, e que seja possível fazer as medições corretas das grandezas monitoradas, como por exemplo fazer com que o eixo de rotação do eletrogoniômetro seja o mesmo eixo de rotação da perna do voluntário.

5. Escolha da corrente de estimulação

Será aplicado uma estimulação com amplitude suficiente para que haja um deslocamento angular um pouco acima de 30° , essa amplitude será utilizada para encontrar os parâmetros para o primeiro modelo matemático. Em seguida aplica-se uma estimulação com amplitude suficiente para que haja um deslocamento angular um pouco acima de 40° , essa amplitude será utilizada para encontrar os parâmetros para o segundo modelo matemático.

6. Realização da identificação

Será aplicado uma estimulação com cada corrente encontrada no item anterior. Em cada estimulação será armazenada a corrente média da estimulação e a variação angular que a perna do voluntário realizou.

7. Aferir Pressão Arterial Final

O executor deverá aferir a pressão do voluntário após realizar os testes.

8. Agendar o próximo teste

O executor, junto com o voluntário, agendará a data e o horário do próximo teste.

ANEXO D - PROTOCOLO DE CONTROLE

Protocolo de Controle

1.Instrução do Voluntário

O executor irá instruir o voluntário sobre todos os procedimentos que serão realizados, além de sanar todas as dúvidas pertinentes ao experimento que o voluntário possa ter.

2.Aferir Pressão Arterial Inicial

O executor deverá aferir a pressão do voluntário antes de realizar os testes.

3.Posicionar o voluntário

O executor pedirá para que o voluntário se sente de forma confortável sobre a cadeira ergonômica. Em seguida posicionará os eletrodos de estimulação sobre o ponto de ativação encontrado no teste anterior.

4.Realizar os Ajustes da Cadeira Ergonômica

O executor deverá realizar os ajustes de forma que o voluntário fique confortável, e que seja possível fazer as medições corretas das grandezas monitoradas, como por exemplo fazer com que o eixo de rotação do eletrogoniômetro seja o mesmo eixo de rotação da perna do voluntário.

5.Realização do teste de controle

Será selecionado uma posição angular inicial, e o sistema de controle será ativado, realizando uma estimulação que posicione a perna da pessoa no ângulo desejado. Os parâmetros de estimulação serão os mesmos utilizados no protocolo de identificação. Essa manobra será repetida para as variações angulares de 0-30°, 0-40°, 0-60°, 40°-50°, 40°-60°, 50°-60°, 60°-40° e 60°50°.

6.Aferir Pressão Arterial Final

O executor deverá aferir a pressão do voluntário após realizar os testes.

7. Agendar o próximo teste

O executor, junto com o voluntário, agendará a data e o horário do próximo teste caso for necessário.