



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Ilha Solteira

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

RENAN FERNANDES KOZAN

**SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL PARA
CONTROLE DA POSIÇÃO DA PERNA UTILIZANDO
CONTROLADOR LQG/LTR**

Ilha Solteira

2016

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

RENAN FERNANDES KOZAN

**SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL PARA
CONTROLE DA POSIÇÃO DA PERNA UTILIZANDO
CONTROLADOR LQG/LTR**

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia -
UNESP - Campus Ilha Solteira, para obtenção
do título de Doutor em Engenharia Elétrica.
Área do Conhecimento: Automação

Orientador: Prof. Dr. Aparecido Augusto De
Carvalho

Ilha Solteira

2016

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

- K88s Kozan, Renan Fernandes.
Sistema de estimulação elétrica funcional para controle da posição da perna utilizando controlador LQG/LTR/ Renan Fernandes Kozan. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2016
144 f. : il.
- Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2016
- Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
Inclui bibliografia
1. FES. 2. Perna. 3. Controle. 4. LQG/LTR.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA TESE: Sistema de estimulação elétrica funcional para controle da posição da perna utilizando controlador LQG/LTR

AUTOR: RENAN FERNANDES KOZAN

ORIENTADOR: APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Doutor em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: AUTOMAÇÃO pela Comissão Examinadora:

A.A. Carvalho

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

MA
Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Marcelo Carvalho Minhoto Teixeira
Prof. Dr. MARCELO CARVALHO MINHOTO TEIXEIRA
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

D. J. Oliveira
Prof. Dr. DAIR JOSÉ DE OLIVEIRA
Diretoria Acadêmica / Universidade Federal de Itajubá

Ruberlei Gaino
Prof. Dr. RUBERLEI GAINO
Departamento de Engenharia Elétrica / Universidade Estadual de Londrina

Ilha Solteira, 08 de julho de 2016

AGRADECIMENTOS

Agradeço antes de tudo à Deus, que me levou pelas mãos por caminhos que nunca sonhei passar. Abriu portas e janelas e me sustentou nos momentos que achei que fosse cair. Tenho certeza que sem sua providência, nada em minha vida teria sido realizado. Ele colocou pessoas boas em minha vida e me fez viver momentos maravilhosos.

Aos meus exemplos de vida: meus Pais. São minha base e meu refúgio. Nunca mediram esforços para fazer algo por mim e por meu irmão, nos colocando sempre à frente de suas próprias necessidades. Sempre me apoiaram, motivaram e me deram esperanças quando eu achava que tudo estava perdido. Muito obrigado! Não tenho como agradecer o suficiente à vocês. Também agradeço ao meu irmão Fábio, que do seu jeito, sempre foi amoroso e fez tudo o que podia por mim, nem que fosse apenas contar uma piada. Me fez querer ser uma pessoa melhor, para ser um exemplo melhor.

À mulher da minha vida, Sara, esposa, amiga, companheira, que esteve comigo por todo meu caminho. Me suportou nos momentos difíceis, me amparou, consolou, apoiou e é responsável pela pessoa que sou e quero ser. Sua bondade é inigualável e infinita. É minha inspiração para ser um homem melhor.

À minha família que sempre me apoiou e esteve em oração por mim. Pelos momentos de confraternização e suporte que todos sempre deram. Agradeço especialmente minha vó Fina, vó Zé, vó Olímpio e vó Cilca (*in memoriam*) que cuida de mim até hoje.

À família Nasser Gerônimo que me acolheu como filho, cuidou de mim e me deu meu bem mais precioso: sua filha Sara.

Ao meu orientador, Prof. Aparecido, pela oportunidade de conviver e aprender com uma pessoa tão grandiosa. Um exemplo de profissional, de ser humano e de humildade, que consegue transmitir a paz para quem está ao seu redor. Me incentivou e acreditou no meu potencial. Não tenho como expressar minha gratidão. Espero não o desapontar na minha carreira profissional e que eu possa fazer por meus futuros alunos tudo o que ele fez por mim.

Ao meu “co-orientador”, padrinho, conselheiro e acima de tudo, amigo, Sanches. Sem dúvidas uma das pessoas mais bondosas e competentes que já conheci. Esteve presente em todos os momentos desta trajetória, me ajudou a evoluir todos os dias que passamos juntos, sempre me mostrando uma visão além do que eu podia enxergar. Muito obrigado por tudo!

Aos meus amigos Mateus e Markin que estiveram sempre junto a mim, me apoiando, ensinando, compartilhando momentos maravilhosos e tornando essa jornada mais fabulosa ainda, se tornando hoje, irmãos para mim.

À grande família do LIEB, repleta de pessoas amigas, companheiras e competentes, sempre dispostas a ajudar e a tentar fazer do mundo um lugar melhor. Em especial aos amigos Gandhi, Castor, Taoni, Fabian, Jorge, Jean, Maria, Lucas, dentre outros.

Ao meu grande amigo Perdido e ao Ricardo Gouveia, que além de estarem presentes como grandes companheiros, me ajudaram infinitamente na realização deste trabalho. Sem eles nada do que está aqui teria sido feito. Este trabalho é tão deles quanto é meu. Não tenho como agradecer vocês! Espero poder retribuir de alguma forma um dia.

Aos professores do Departamento de Engenharia Elétrica, em especial ao Prof. Marcelo e Prof. Edvaldo, que sempre estiveram dispostos a ajudar, me passando conhecimentos e valiosos conselhos.

Ao Prof. Ruberlei e Prof. Érica, que sempre caminharam comigo desde a graduação até a consagração dessa nova etapa da minha vida. Espero que agora, como colega de profissão, possa retribuir o que fizeram por mim.

À minha madrinha D. Jaci por cuidar de mim por todos esses anos em Ilha Solteira.

Aos companheiros da eterna sala de professores 306 e aos amigos da UNIFEI, Itabira, em especial ao meu amigo e irmão Glauber que me acolheu e abriu muitos caminhos para mim, me proporcionando uma família em Itabira.

À Universidade Federal de Itajubá, em especial ao Campus de Itabira, por ter autorizado a participação em programa de capacitação simultâneo com o exercício do cargo e ter sempre disponibilizado o melhor que podia para contribuir neste trabalho.

Aos meus alunos de iniciação científica que sempre fizeram o seu melhor, confiando em mim como orientador, e me ajudando a iniciar minha carreira de professor. Um agradecimento especial ao aluno Samuel, que idealizou o controlador deste trabalho, e que sem sua ajuda a finalização dessa jornada seria muito mais difícil.

Aos servidores da UNESP, Ilha Solteira que sempre estiveram dispostos em me ajudar, em especial ao pessoal da Seção Técnica de Pós-Graduação, da Biblioteca e do DEE.

Aos amigos de república Doug, Vander, Falecido, Tales, Coragem e Eli, que tornaram minha vida em Ilha Solteira muito feliz.

À CNPQ, CAPES e FAPESP pelo suporte financeiro.

Aos meus pais, irmão e esposa, dedico:

RESUMO

A lesão da medula espinhal é um dos mais graves acometimentos que pode afetar o ser humano. A Estimulação Elétrica Funcional (FES - *Functional Electrical Stimulation*) tem sido utilizada para auxiliar no restabelecimento de funções motoras em paraplégicos. Este projeto faz parte de um estudo multidisciplinar que tem por objetivo implementar um sistema de estimulação elétrica funcional para controlar a posição da perna de paraplégicos utilizando controlador Linear Quadrático Gaussiano (LQG) com o princípio de recuperação da malha objetivo (Loop Transfer Recovery – LTR), conhecido como LQG/LTR. A plataforma de testes utilizada é composta por um estimulador elétrico neuromuscular de 8 canais, uma cadeira instrumentada com sensores de posição, velocidade e aceleração angulares, um dispositivo NI myRIO e uma interface desenvolvida no software LabVIEW. Um modelo de segunda ordem, chamado de modelo nominal e um modelo de terceira ordem com um zero e atraso, chamado de modelo real, foram utilizados para representar o movimento de extensão da perna resultante da aplicação da FES. O controlador LQG/LTR foi utilizado para recuperar as propriedades do Filtro de Kalman como comportamento global do sistema, que além de prover boas características de robustez e sensibilidade, simplifica o projeto do controlador e requer a medição de uma única variável de estado. As identificações dos parâmetros dos modelos apresentaram boa correlação, indicando que os modelos representam suficientemente bem a dinâmica do movimento estudado. Foi possível projetar os controladores para os voluntários de maneira que os critérios de desempenho nominal e estabilidade robusta fossem atendidos para todas as frequências, e o critério de desempenho robusto fosse atendido apenas para baixas frequências. Os testes em malha fechada atingiram as posições especificadas, indicando que o uso do controlador LQG/LTR é adequado em sistemas de estimulação elétrica funcional.

Palavras-chave: FES. Perna. Controle. LQG/LTR.

ABSTRACT

A spinal cord injury is one of the most serious events that can affect humans. The Functional Electrical Stimulation (FES) has been used to help restore motor function in paraplegics. This work is part of a multidisciplinary study that aims to implement a FES system to control the paraplegics leg position using a Linear Quadratic Gaussian (LQG) controller, combined with the principle of Loop Transfer Recovery (LTR), or LQG/LTR controller. The platform test used is composed of an 8 channels neuromuscular electrical stimulator, an instrumented chair with angular position, velocity and acceleration sensors, an NI myRIO device and an interface developed in LabVIEW software. A second-order model, called nominal model, and a third-order model with a zero and delay, called real model, were used to represent the leg extension movement resulting from the application of FES. The LQG/LTR controller was used to recover the Kalman Filter properties as global behavior of the controller, which in addition to providing good characteristics of robustness and sensitivity, simplifies the LQG design procedure, and requires measurement of only one state variable. The identification of the model parameters showed good correlation, indicating that the models represent well enough the dynamics of studied movement. It was possible to design the controllers in a way that the criteria for nominal performance and robust stability were met for all frequencies, and the criteria for robust performance was attended only to low frequencies. The closed-loop testes reached the specified position, indicating that using the LQG / LTR controller is appropriate for functional electrical stimulation systems.

Keywords: FES. Leg. Control. LQG/LTR.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estrutura típica de um neurônio encontrado no córtex motor	38
Figura 2 - Medula Espinhal	39
Figura 3 - Ilustração gráfica do potencial de ação.....	40
Figura 4 - Estrutura do músculo esquelético e articulação do cotovelo.....	42
Figura 5 - Inervação do músculo pelos neurônios motores inferiores.....	43
Figura 6 - Estrutura de uma fibra muscular.....	45
Figura 7 - Alguns músculos anteriores e mediais que promovem o movimento da perna. (a) músculos reto femoral, vasto lateral e vasto medial em destaque. (b) Vasto intermédio em destaque. O reto femoral e os músculos adjacentes foram removidos.	46
Figura 8 - Curva Força-Duração para o nervo e para o músculo	48
Figura 9 - Formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas.	50
Figura 10 - Modelo proposto por Ferrarin e Pedotti (2000).	53
Figura 11 - Diagrama de blocos do sistema de controle da posição da perna considerando o sistema linearizado de Ferrarin e Pedotti (2000).....	55
Figura 12 - Diagrama de blocos de um sistema de controle genérico.....	63
Figura 13 - Diagrama de blocos do controlador LQG.....	72
Figura 14 - Diagrama de blocos da plataforma para aplicação de FES com controle em malha fechada da posição da perna.	80
Figura 15 - Ilustração do posicionamento dos acelerômetros.	82
Figura 16 - Cadeira Instrumentada.....	83
Figura 17 - Barra Instrumentada. (a) Vista frontal da barra instrumentada. (b) Imagem aumentada do bloco sensor 1. (c) Imagem aumentada do bloco sensor 2 e contrapeso.....	84
Figura 18 - Diagrama em blocos da arquitetura do sistema desenvolvido com myRIO.....	86
Figura 19 - Alguns parâmetros do sinal de estimulação.....	86
Figura 20 - Sinais do circuito lógico e do circuito formador de onda.	87
Figura 21 - Circuito formador de onda.....	88
Figura 22 - Sinal do eletroestimulador desenvolvido, com onda gerada pelo circuito lógico.	88
Figura 23 - Foto do posicionamento dos eletrodos com uma fita métrica no voluntário P1	92
Figura 24 - Bloco “ <i>SI Transfer Function Estimation</i> ” com o exemplo de uma função identificada.	95
Figura 25 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário H1.....	99

Figura 26 - Gráfico da simulação do modelo real identificado e do Teste 1 do voluntário H1.	100
Figura 27 - Gráfico da simulação do modelo nominal identificado e do Teste 5 do voluntário H1.....	101
Figura 28 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário H2.	103
Figura 29 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário H3.	103
Figura 30 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário H4.	104
Figura 31 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário P1.	104
Figura 32 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário P2.	105
Figura 33 - Resposta do Sistema ao degrau de 40° para a malha objetivo ($\rho = 0$) e para a malha recuperada ($\rho = 10^{-6}$) em malha fechada para o controlador do voluntário H1.	109
Figura 34 - Curvas dos valores singulares de sensibilidade do modelo nominal e do limitante para o voluntário H1.	110
Figura 35 - Curvas dos valores singulares de rastreamento do modelo nominal e curva dos valores singulares inversos da incerteza multiplicativa.	110
Figura 36 - Curvas dos valores singulares de sensibilidade do modelo real e do limitante para o voluntário H1.	112
Figura 37 - Controle em malha fechada para o <i>setpoint</i> de 40° para o voluntário H1.	112
Figura 38 - Controle em malha fechada para o <i>setpoint</i> de 40° para o voluntário H2.	114
Figura 39 - Controle em malha fechada para o <i>setpoint</i> de 40° para o voluntário H3.	116
Figura 40 - Controle em malha fechada para o <i>setpoint</i> de 40° para o voluntário H4.	117
Figura 41 - Curvas dos valores singulares de sensibilidade do modelo real e do limitante para o voluntário P1.	119
Figura 42 - Controle em malha fechada com o controlador 1 com <i>setpoint</i> de 40° para o voluntário P1.	120
Figura 43 - Controle em malha fechada com o controlador 2 com <i>setpoint</i> de 40° para o voluntário P1.	121
Figura 44 - Controle em malha fechada com o controlador 2 com <i>setpoint</i> de 45° para o voluntário P1.	122
Figura 45 - Controle em malha fechada com o controlador 1 com <i>setpoint</i> de 40° para o voluntário P2.	123
Figura 46 - Controle em malha fechada com o controlador 2 com <i>setpoint</i> de 40° para o voluntário P2.	125

Figura 47 - Controle em malha fechada com o controlador 3 com <i>setpoint</i> de 40° para o voluntário P2.	126
---	-----

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	20
2	OBJETIVOS.....	26
3	ESTADO DA ARTE	28
4	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	36
4.1	INTRODUÇÃO À FISIOLOGIA DO SISTEMA NEUROMUSCULAR	36
4.2	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL.....	47
4.3	MODELO MATEMÁTICO “REAL”	51
4.4	MODELO MATEMÁTICO “NOMINAL”	58
4.5	CONTROLADOR LQG/LTR.....	60
5	METODOLOGIA	80
5.1	PLATAFORMA DE TESTE	80
5.2	PROTOCOLOS DE TESTE	89
5.2.1	Protocolo para Identificar o Ponto Motor	91
5.2.2	Protocolo de Identificação dos Parâmetros dos Modelos	93
5.2.3	Protocolo de Controle da Posição da Perna.....	96
6	RESULTADOS E DISCUSSÕES	98
6.1	IDENTIFICAÇÃO DOS PARÂMETROS DOS MODELOS.....	98
6.2	CONTROLE DA POSIÇÃO DA PERNA.....	107
6.2.1	Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário H1	107
6.2.2	Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário H2	113
6.2.3	Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário H3	115
6.2.4	Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário H4	116
6.2.5	Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário P1	118
6.2.6	Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário P2	122
6.2.7	Comentários Gerais	127
7	CONCLUSÃO	130

REFERÊNCIAS..... 132

1 INTRODUÇÃO

A lesão da medula espinhal é um dos mais graves acometimentos que pode afetar o ser humano e com enorme repercussão física, psíquica e social. O cuidado ao paciente com lesão medular inclui um conjunto de ações que se inicia no primeiro atendimento e continua até a sua reintegração social (BITTAR; CLIQUET, 2011).

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

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

No Censo 2010, foi constatado que no Brasil existem 13.265.598 pessoas com algum tipo de deficiência motora, com maior ou menor dificuldade em realizar um determinado movimento, sendo que dentre essas pessoas, 734.421 não consegue de modo algum realizar a função prejudicada. Somente no estado de Minas Gerais existem 895.153 pessoas com algum tipo de deficiência motora, já no estado de São Paulo esse número aumenta para 2.561.856 de pessoas. Assim como em 2000, em 2010 não houve distinção entre os hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos.

Estima-se que no Brasil aproximadamente 11 mil pessoas, ficam paraplégicas ou tetraplégicas a cada ano (MANSINI, 2001). Nos Estados Unidos, o número de novos casos de lesões medulares é semelhante ao número brasileiro, 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).

Após uma lesão medular, no qual os movimentos dos membros inferiores são comprometidos, os grandes músculos da coxa atrofiam-se rapidamente, e como reflexo tem-se a redução do nível de da circulação sanguínea, e, desta forma, a redução da atividade de alguns órgãos como o coração e o pulmão, fazendo com que as condições de saúde do indivíduo afetado sejam deterioradas (FARIA, 2006).

De acordo com Bobet (1998), pessoas com lesão medular vivem menos tempo que as sem lesão. A expectativa de vida de uma pessoa que sofreu uma lesão com 25 anos de idade é 22-43 anos, em comparação a 52 anos com um indivíduo com a mesma idade sem lesão.

Atualmente a sobrevida destes pacientes, após a fase aguda, vem aumentando, porém são poucos os estudos epidemiológicos nacionais que mostrem a situação destes pacientes após o programa de reabilitação (MUTTI, 2008).

A falta de centros especializados e regionalizados e os programas ambulatoriais de reabilitação, que exigem frequentes deslocamentos dos pacientes, são fatores que podem interferir nos resultados finais de reabilitação (MUTTI, 2008).

Com essas afirmações, fica evidente a grande relevância dos estudos e desenvolvimentos tecnológicos de métodos para auxiliar na reabilitação de paraplégicos.

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).

Belanger et al. (2001) em seus estudos mostram que a perda de força dos quadríceps e a osteopenia podem ser parcialmente revertidas pela aplicação de FES. Após sessões de aplicação de FES de 1 hora por dia, 5 dias por semana, por 24 semanas, o fêmur distal e tíbia proximal recuperaram quase 30% da perda óssea, comparada com pessoas sem lesão medular.

Wieler et al. (1999), notaram melhora nos parâmetros da marcha (velocidade, ciclo de tempo e comprimento do passo) em pacientes com lesão medular e com dano cerebral que foram submetidos a tratamento com FES.

Além de toda contribuição que a FES tem dado para a reabilitação motora, Reynolds, Osuagwu e Vuckovic (2015) mostraram que o uso de imaginação motora em sincronismo, durante toda a aplicação de FES, pode reforçar a ativação do córtex sensório-motor através das vias eferentes e aferentes, respectivamente. Com essa verificação, é suposto que a imaginação motora, através de uma interface cérebro-computador, pode controlar a estimulação elétrica.

Por meio da FES, alguns pacientes que perderam as funções motoras, mas que apresentam nervos periféricos intactos têm chances de recuperar ou melhorar os movimentos perdidos (FARIA, 2006). Há alguns casos de pacientes que recuperaram a sensibilidade e o movimento dos membros paralisados após sessões de estimulação neuromuscular. Alguns desses casos são citados no trabalho de Martin (1999).

Recentemente, McCain, Farrar e Smith (2015), fizeram o tratamento em uma garota de 11 anos com lesão medular incompleta. O tratamento, que envolvia o uso de órtese, FES, laser e fortalecimento, iniciou-se 6 meses após o surgimento da lesão e durou por 18 meses, quando, com o auxílio apenas de uma órtese para o tornozelo, a garota conseguiu se locomover independentemente.

Mesmo após várias pessoas terem recuperado a sensibilidade e alguns movimentos dos membros paralisados, muitos estudos ainda necessitam ser realizados, uma vez que ainda não há uma teoria sólida que explique os diversos casos estudados. A teoria biomecânica e a fundamentação matemática da teoria de controle são necessárias para explicar e conceituar mais adequadamente os fenômenos em questão (FARIA, 2006).

Geralmente, a FES é aplicada em malha aberta utilizando um sinal elétrico com parâmetros fixos (amplitude, frequência e largura de pulso). Deste modo, a energia aplicada no início do movimento, para superar a inércia do membro inferior, não é reduzida durante o período de tempo restante do movimento, o que pode causar uma hiperestimulação desnecessária (SANCHES, 2013).

Ao contrário da ativação muscular induzida fisiologicamente, a FES ativa sincronicamente unidades motoras de acordo com seus limiares de corrente relativos à corrente extracelular, que dependem também da distância dos eletrodos (SWEENEY, 1998; THOMAS et al., 2002).

De acordo com Marion, Wexler e Hull (2013), o recrutamento das unidades motoras é aleatório quando comparado à ordem seguida pelo sistema nervoso central, que recruta a menor e mais resistente à fadiga primeiro e por último a maior e mais fatigável unidade motora.

A ordem de recrutamento aleatório, juntamente com a ativação síncrona, são consideradas as duas das principais causas para a fadiga muscular excessiva durante FES.

Utilizando controladores de malha fechada, os parâmetros do sinal de estimulação elétrica podem ser ajustados (CRAGO; PECKHAM; THROPE, 1990), propiciando um melhor controle dos movimentos e retardando a fadiga dos músculos envolvidos no processo.

Controle em malha fechada do músculo tem sido aplicado para prover o posicionamento adequado dos membros, mas a contínua estimulação externa pode levar a uma rápida fadiga (particularmente se o controlador requerer altos ganhos para garantir robustez a distúrbios ou incertezas). Procedimentos de reabilitação buscam maximizar o número de repetições, assim, a fadiga muscular é um problema crítico (WANG et al., 2013).

Embora várias estratégias de estimulação tenham sido pesquisadas (MALADEN et al., 2007), (BINDER-MACLEOD; DEAN; DING, 2002; MIZRAHI 1997; GREGORY; DIXON; BICKEL, 2007), como a escolha de diferentes padrões e parâmetros de estimulação, melhorando a resistência à fadiga através de treinamento muscular, estimulação sequencial e tamanho da ordem de recrutamento, a redução do aparecimento da fadiga continua a ser um tema de pesquisa amplamente aberto (WANG et al., 2013).

Portanto, é visível a necessidade de se utilizar a FES em malha fechada, com a capacidade de alterar seus parâmetros de estimulação ao longo de uma aplicação. Além disso, é possível concluir que, para se obter um melhor controle do movimento dos membros inferiores, independentemente da habilidade e experiência de um profissional habituado a trabalhar com FES, é necessário o uso em malha fechada, utilizando um controlador projetado a partir da identificação dos parâmetros de um modelo matemático adequado.

Ferrarin et al. (2001) consideram que 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.

Para se trabalhar em malha fechada, necessita-se do rigor matemático da teoria de controle, de análise complexa dos modelos matemáticos da fisiologia humana e programação de códigos embarcados em hardware.

Um grande obstáculo para se implementar em hardware os modelos da teoria de controle, é a dificuldade dos projetistas em utilizar diversas plataformas, entre as quais pode-se citar o *software* MATLAB/Simulink da Mathworks, os *softwares* dos fabricantes de *hardware* como o MPLAB da Microchip ou o Code Composer Studio da Texas Instruments e *softwares* para instrumentação virtual, como o LabVIEW da National Instruments, por exemplo. Faz-se necessário também o conhecimento de várias linguagens de programação e ter bons conhecimentos de lógica, sem os quais fica inviável obter-se respostas satisfatórias.

De acordo com Wang et al. (2013) o desenvolvimento de controladores em malha fechada é um desafio. Vários controladores PID para FES têm sido desenvolvidos, como em Abbas e Chizeck (1991), Lan, Crago e Chizeck (1991a), Lan, Crago e Chizeck (1991b), Stegath et al. (2007), Kozan (2012) e Sanches (2013), mas esses métodos tipicamente não fazem análise de estabilidade. Assim, métodos robustos para FES que garantem estabilidade têm sido desenvolvidos (WANG et al., 2013).

Em Kozan (2012), o autor deste trabalho, em sua dissertação de mestrado, desenvolveu um controlador PID para controlar o movimento da perna de pessoas híbridas. A interface do usuário e aquisição de sinais foi desenvolvida no software LabVIEW, enquanto o controlador foi projetado e simulado no MATLAB/Simulink, e implementado em um processador digital de sinais (DSP, *Digital Signal Processor*) da Texas Instruments, programado com o Code Composer Studio.

Posteriormente, Sanches (2013), utilizando a mesma tecnologia, controlou o movimento da perna de paraplégicos com controlador PID e Fuzzy-TS com identificação de modelos locais.

Em Kozan et al. (2014) foi proposto uma metodologia baseada em desigualdades matriciais lineares (LMIs – *Linear Matrix Inequalities*) para verificar se um controlador PID projetado para aplicações de FES é robusto. A metodologia proposta era usada para verificar se os controladores PID projetados com os métodos apresentados por Kozan (2012) e Sanches (2013) apresentavam robustez, levando em consideração o intervalo de valores que os parâmetros incertos do modelo matemático podiam variar.

Dentre os controladores robustos lineares, um dos que se destaca é o LQG/LTR, que tem uma metodologia de projeto bem definida e consagrada. Uma das vantagens do método é poder utilizar um modelo nominal, em que a diferença com o modelo real é considerada uma incerteza. Essa propriedade, em conjunto com o princípio de recuperação da malha objetivo, simplifica o projeto do controlador. Outro benefício é que com a utilização do Filtro de Kalman como observador de estados, apenas uma variação de estado precisa ser medida. Por fim, como resultado do projeto, obtêm-se uma função de transferência que pode ser facilmente embarcada em um hardware de processamento de sinais.

A importância dos sistemas de controle do tipo LQG/LTR dentro de um contexto de aplicações envolve os mais variados segmentos da atividade humana. Os trabalhos de Zarei et al. (2006), Kishor, Saini e Singh (2004) e Keller (2005), entre outros, mostram que a metodologia LQG/LTR está sendo incorporada nos diversos segmentos produtivos e estratégicos das sociedades industrializadas (MATOS; SOUZA; SOUZA, 2008).

Segundo Pugliese (2015), embora desenvolvido nos anos 80, algumas aplicações recentes em diferentes áreas confirmam as vantagens da utilização do controlador LQG/LTR, como nos trabalhos de Sang, Chung e Seung (2001), de Alibeik e Setayesi (2003) e Zolotas et al. (2007).

Neste contexto, este trabalho visa contribuir com a implementação de um sistema de estimulação elétrica funcional em malha fechada, utilizando o controlador LQG/LTR, para controlar a posição da perna de pessoas hípidas e paraplégicas.

2 OBJETIVOS

O objetivo principal desta tese é o desenvolvimento de um sistema de estimulação elétrica funcional para realizar o controle em malha fechada da posição da perna de pessoas hígidas e paraplégicas, a partir da utilização de um controlador LQG/LTR e um modelo matemático que relaciona a largura de pulsos da estimulação com a posição angular da perna.

Os objetivos específicos são:

- Desenvolvimento de um sistema de geração de forma de onda de estimulação em malha aberta e fechada utilizando o dispositivo myRIO e o *software* LabVIEW, ambos fabricados pela National Instruments;
- Realizar a identificação dos parâmetros dos modelos matemáticos que relacionam a largura de pulsos da FES com a posição angular da perna;
- Projetar, implementar e analisar controladores LQG/LTR para os modelos matemáticos identificados.

3 ESTADO DA ARTE

Os trabalhos apresentados nesta seção foram encontrados a partir de buscas nas seguintes bases de dados: IEEE Explorer, Scopus e Web of Science.

Foram buscadas as combinações dos seguintes termos: “*Control*”, “*Controller*”, “*Model*”, “*FES*”, “*lower limbs*”, “*joint knee*”, “*LQR*”, “*LQG*”, “*LTR*” e “*LQG/LTR*”.

As buscas foram organizadas primeiramente pelos trabalhos mais recentes e em seguida pelos mais citados.

Serão mencionados os trabalhos que de alguma maneira se relacionam com os objetivos propostos neste trabalho, e que servirão como base para propostas ou justificativas dos métodos sugeridos.

Inicialmente, serão apresentados trabalhos que têm como escopo controlar e/ou modelar a contração muscular baseada em FES. Foram considerados apenas trabalhos com simulações e/ou testes em humanos, descartando aqueles com aplicações em animais.

Abbas e Chizeck (1995) apresentaram como uma rede neural artificial (RNA), com realimentação em malha fechada, pode ajustar diversas características dos pacientes, adaptar-se às propriedades do músculo que variam no tempo e reduzir o efeito de perturbações externas. Esta abordagem não usa um modelo do músculo e não faz considerações explícitas às propriedades musculares.

Ferrarin et al. (1996) projetaram um controlador PID do tipo mestre-escravo para controlar a posição angular da perna de pacientes. Os resultados mostraram que para movimentos lentos, o controlador PID teve bom desempenho, podendo ser aplicado para auxiliar um paciente paraplégico a se levantar. Neste caso, a posição angular da perna foi controlada tendo como referência o ângulo medido por um goniômetro preso ao cotovelo.

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. O trabalho não informa o tipo de controlador usado, mas menciona que a realimentação foi feita por meio de sinais de eletromiografia (EMG). Não foram realizados testes com pacientes.

Abbas e Triolo (1997) implementaram um controlador por meio de RNA, utilizando um algoritmo Feedforward Adaptativo. A perna do voluntário era fixada e um extensômetro mensurava o torque, que servia de realimentação para o sistema de controle, modificando a largura do pulso de estímulo para efetuar o controle. A amplitude era fixada em 20mA e foram utilizados eletrodos intramusculares. Segundo os autores, o erro foi pequeno e o

sistema de controle eficiente, pois fez adaptações levando em consideração alterações da planta, como no caso de fadiga.

Chang et al. (1997) compararam um controlador *feedforward*, um controlador PID e a combinação de ambos para controlar a posição da perna de voluntários. Os resultados mostraram que o controlador Neuro-PID demonstrou um desempenho um pouco melhor do que o controle RNA sozinho e um desempenho significativamente superior ao controlador PID.

Chang e Wang (1998) e Riener e Fuhr (1998) utilizaram um controlador Fuzzy Mandani em pacientes paraplégicos. Ferrarin, et al. (2001) utilizaram Lógica Fuzzy.

Wu, Young e Kuo (2002) e Chiou et al. (2002) utilizaram DSPs para gerar a forma de onda da FES. Nestes trabalhos não foram implementados sistemas de controle.

Chen e Chen (2003) desenvolveram uma rede neural e um sistema de controle Fuzzy para ajustar a corrente elétrica de estimulação ideal visando controlar o movimento da articulação do tornozelo. O método proposto contribuiu para melhorar o problema de queda do pé existente em pacientes com hemiplegia.

Previdi e Carpanzano (2003) reportam o uso de controlador de ganhos escalonados (GSC, *Gain Scheduling Controller*) para controlar a posição da perna em paraplégicos.

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

No trabalho de Mohammed et al. (2005), um modelo matemático do músculo, representando o comportamento dinâmico foi usado. É composto por um modelo de ativação, que relaciona as unidades motoras recrutadas em função da intensidade de estimulação e um modelo mecânico da contração muscular. O controlador usado foi um SMC de ordem superior (HOSM, *High Order Sliding Mode*). Esse controlador generaliza a ideia básica do SMC, agindo sobre as derivadas de ordem superior das variáveis deslizantes ao invés de influenciar as derivadas de primeira ordem, como acontece no SMC padrão. Dois controladores SMC podem prover a precisão de um SMC de segunda ordem. Foram estimulados músculos agonistas e antagonistas (quadríceps e isquiotibiais) com o mesmo sinal de controle. O músculo antagonista não necessariamente tem a função de se opor ao movimento, mas também de dar estabilidade e rigidez. O controlador mostrou grande acurácia e robustez.

Teixeira et al. (2006) projetou um controlador Fuzzy Takagi-Sugeno (TS), a partir da técnica apresentada por Taniguchi et al. (2001), visando variar o ângulo da articulação do joelho de um paciente paraplégico mediante estimulação elétrica no músculo do quadríceps.

Gaino (2009) projetou e realizou simulações do controle não-linear da posição da perna de um paraplégico, com eletroestimulação, utilizando modelos Fuzzy-TS. Nessa pesquisa, foi adotado um modelo matemático que utiliza uma relação empírica do torque do músculo com a largura de pulso, representada por uma função de transferência de primeira ordem. A modelagem da dinâmica do modelo do paciente paraplégico foi realizada com variáveis de estado. Projetou-se um regulador Fuzzy (TS), inicialmente no ponto de operação com a posição da perna em 30°, utilizando-se a teoria de Lyapunov para o estudo da estabilidade de sistemas dinâmicos e o projeto do controlador baseado em desigualdades matriciais lineares (LMI, *Linear Matrix Inequalities*).

SMC é suscetível ao “*chattering*”, que consiste no chaveamento rápido para frente e para trás entre diferentes ações de controle, o que pode excitar a dinâmica de alta frequência do sistema e resultar em falha do controlador (YOUNG; UTKIN; OZGUNER, 1999).

No trabalho de Ajoudani e Erfanian (2009), com o objetivo de limitar o fenômeno de *chattering* e preservar as principais vantagens de um SMC original, foi proposta uma nova estratégia de controle baseada em SMC, lógica fuzzy e controle adaptativo para controlar o movimento do tornozelo em paraplégicos com co-ativação do músculo tibial anterior da panturrilha. Cada músculo foi considerado um subsistema individual e um controlador foi projetado para cada um. Os resultados indicam que o controle descentralizado provê excelente rastreamento das trajetórias de referência, podem gerar sinais de controle que compensam a fadiga muscular e rejeitam distúrbios externos.

Lu e Zhang (2010) projetaram e simularam um controlador Fuzzy-PID que se mostrou superior aos controladores PID e Fuzzy separadamente.

Jailani, Tokhi e Gharooni (2010) apresentaram uma simulação da locomoção bípede para controlar os pulsos da estimulação elétrica funcional para ativar os músculos no andar paraplégico com uma órtese híbrida, *spring brake orthosis* (SBO). O trabalho é um primeiro esforço no sentido de restauração natural, como a fase de balanço da marcha de um paraplégico por meio de uma nova órtese híbrida (SANCHES, 2013)

Hussain et al. (2011) descreveu o desenvolvimento de um mecanismo de controle Fuzzy-neural auto-ajustável para FES, auxiliando em exercício de remo “indoor” (FES-remo). A FES-remo é apresentada como um exercício completo para a reabilitação da função da parte inferior do corpo por meio da aplicação de estimulação (SANCHES, 2013).

Gaino et al. (2011) propôs um sistema de controle em malha fechada, fornecendo uma nova alternativa para o controle do ângulo da articulação do joelho, utilizando sensores mais leves e confortáveis para os pacientes, com controle de realimentação derivativa.

Nekoukar e Erfanian (2011) utilizaram um novo SMC terminal adaptativo (TSM, *terminal sliding mode control*). Este controlador combina uma não singularidade contínua do TSM com um aprendizado adaptativo e um sistema com lógica fuzzy para estimar a dinâmica da planta controlada. Dessa forma, a estabilidade e a convergência em tempo finito e o erro de regime podem ser garantidos. As simulações e resultados experimentais mostraram que a estratégia de controlador proposta pode alcançar uma performance favorável no que diz respeito às variações de parâmetros do sistema e perturbações externas.

Nekoukar e Erfanian (2012) apresentaram um sistema de controle descentralizado modular para o controle robusto de caminhada auxiliada por andador com FES ativa. Para cada dinâmica músculo-articular, um módulo de controle independente foi projetado, e a dinâmica da planta foi identificada em tempo real (*online*). Este processo não requer nenhum conhecimento prévio sobre a dinâmica da planta a ser controlada e sem fase de aprendizagem *offline*. O módulo é baseado em controle Fuzzy adaptativo com modo terminal *lead* e lógica Fuzzy. O módulo de controle ajusta a amplitude e largura do pulso do sinal de estimulação de tal modo que o esforço da parte superior do corpo é minimizado e os membros inferiores se locomovem dentro de um limite definido da trajetória de referência.

Lynch e Popovic (2012) basearam sua simulação no modelo desenvolvido por Ferrarin e Pedotti (2000), entretanto, estenderam o modelo incluindo efeitos da fadiga, espacidade e recuperação muscular. Foram simulados três algoritmos de controle: 1) PID, 2) GSC e 3) SMC. O algoritmo de controle local utilizado foi o regulador linear quadrático (LQR, *Linear Quadratic Regulators*).

Apesar das suas vantagens, Lynch e Popovic (2012) mencionam que o SMC não é recomendado para sistemas variantes no tempo. Portanto, a expectativa é de que seu desempenho seja degradado pela inserção do efeito da fadiga.

De acordo com Lynch e Popovic (2012), o controlador PID gerou grande *overshoot*, tempos de subida e estabelecimento elevados, foi o mais sensível aos erros do modelo e geralmente apresentou a pior performance entre os três controladores.

Ainda no trabalho de Lynch e Popovic (2012), o controlador GSC produziu uma resposta geralmente lenta, com pouco *overshoot* e sem erro de regime permanente. Apresentou o maior atraso, mas também foi menos sensível à variação de parâmetros.

Concluíram que o controlador funciona adequadamente, no entanto exigem um longo processo de ajuste devido aos vários controladores locais.

E por fim, o controlador SMC da análise de Lynch e Popovic (2012) exibiu a resposta mais rápida com moderado overshoot e pouco atraso. O controlador é ajustado rapidamente e apresentou o melhor rastreamento de trajetória, porém apresentou o maior erro de regime permanente, provavelmente devido ao limitador para reduzir o *chattering* e apresentou sensibilidade aos erros do modelo.

Kozan (2012) utilizando DSP e LabVIEW implementou um sistema em malha fechada, com controlador PID, para controlar o movimento da posição da perna de uma pessoa hígida, enquanto Sanches (2013) controlou o movimento de um paraplégico. Além do controlador PID, Sanches (2013) também utilizou um controlador Fuzzy-TS, entretanto menciona que são necessários mais testes para se obter mais conclusões.

Kozan et al. (2014) apresenta uma metodologia para verificar se um PID projetado para controlar o movimento dos membros inferiores apresenta robustez dentro de uma faixa de incertezas a partir do uso de LMIs, porém o projeto do controlador não utiliza técnicas de projeto de controladores robustos.

Sanches et al. (2014) propõe uma metodologia de projeto de controladores digitais considerando restrições para aplicações de FES em paraplégicos, baseado em controladores lineares embarcados em microcontroladores. O teste em paraplégico utilizou um controlador PID.

Biazeto (2015) realizou a comparação entre os controladores PI, PID e Fuzzy T-S para aplicação de FES em paraplégicos e evidenciou o melhor desempenho do controlador Fuzzy T-S.

Jaime, Matjacic e Hunt (2002), Abbas e Chizeck (1991), Kim et al. (2007) e Vette et al. (2009) usaram controladores PD e PID para facilitar paraplégicos a ficarem na posição ereta com auxílio de FES, enquanto Matjacic e Bajd (1998) usaram controladores LQR. Já Holderbaum, Hunt e Gollee (2004) e Gollee, Hunt e Wood (2004) descrevem o uso de controladores H-infinito para o mesmo objetivo.

Além dos trabalhos mencionados, também foram encontrados os trabalhos que utilizaram realimentação adaptativa (BERNOTAS; CRAGO; CHIZECK, 1987; LAN; CRAGO; CHIZECK, 1991b; MIRIZARANDI; ERFANIAN; KOBRAVI, 2005). Além disso, em alguns estudos, a combinação de *feedforward* e realimentação são propostas para utilizar as vantagens de ambos os controladores (KUROSAWA et al., 2005).

Uso de FPGA e processador com sistema operacional em tempo real atuando como controlador dos sistemas não foi relatada em nenhum trabalho encontrado.

Nota-se que em um período de vinte anos, um número aproximado de quarenta trabalhos foi divulgado em periódicos e revistas indexadas. Esse número pode ser considerado baixo. Além disso, é possível observar que não são muitos autores que trabalham com essa linha de pesquisa, sendo que os trabalhos são variações de pesquisas anteriores de um mesmo autor.

Se os trabalhos que não envolvem o movimento de extensão da perna e as simulações não fossem considerados, o número de trabalhos seria ainda menor.

Além disso, nota-se um intervalo entre o ano de 2012 até a data atual com poucos trabalhos experimentais publicados. Também se observa que muitas técnicas de controle recentes utilizadas em outras aplicações não foram testadas para o controle de movimento com FES. Portanto, considera-se um nicho a ser amplamente explorado e com muitos estudos a serem realizados.

Alguns exemplos de controladores desenvolvidos por pesquisadores brasileiros e que tem potencial para serem utilizados em aplicações com FES são mencionados a seguir.

Silva et al. (2011) propuseram um método para o projeto da realimentação derivativa aplicada à sistemas não-lineares incertos descritos por modelos Fuzzy-TS, baseados em LMIs.

Deaecto e Geromel (2013) projetaram conjuntamente uma configuração de ganhos de realimentação de estados e regras de chaveamento a fim de assegurar um nível de garantia H_∞ pré-especificado para controlar sistemas politópicos discretos, variantes no tempo. O sistema de chaveamento não dependia de medição *online* dos parâmetros variantes no tempo.

Internacionalmente, é válido citar o trabalho de Zhang, Shi e Xia (2010) que se dedicaram a projetar um controlador adaptativo SMC para sistemas Fuzzy-TS com incertezas incompatíveis (*mismatched*) e distúrbios externos. De acordo com os autores, em termos de LMIs, tanto as superfícies deslizantes quanto o controlador SMC são facilmente obtidos via técnicas de otimização convexa.

As técnicas apresentadas são recentes, eficientes e que podem ser utilizadas para aplicação de FES em trabalhos futuros, mostrando que a linha de pesquisa abordada nesta tese tem muito potencial e perspectiva de crescimento.

O presente trabalho visa acrescentar uma contribuição ao estado da arte relacionado à controladores utilizados em sistemas de estimulação elétrica funcional para controlar a posição da perna, a partir da utilização de um controlador linear e robusto LQG/LTR que nunca antes foi implementado para a aplicação em questão.

Nota-se, ao analisar o estado da arte apresentado, que por se tratar de um problema complexo, os esforços dos pesquisadores, em sua maior parte, foram focados em controladores não-lineares e/ou adaptativos, deixando de lado opções de controladores lineares, mas que atendam critérios de robustez que garantam estabilidade e desempenho.

Nesse sentido, este trabalho apresenta uma boa alternativa de controlador linear e robusto para aplicações em sistemas de estimulação elétrica funcional para controlar a posição da perna.

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 feita uma breve introdução sobre a fisiologia do sistema neuromuscular, apresentando o neurônio, o conceito de potencial de ação e o princípio do processo de contração muscular, assim como os principais músculos extensores da perna.

Na seção 4.2 o conceito de Estimulação Elétrica Funcional (FES) é apresentado, juntamente com as características da forma de onda de estimulação e alguns detalhes das possíveis formas de aplicação.

Na seção 4.3 é apresentado o modelo considerado “real” neste trabalho, por ser mais completo do que o modelo considerado “nominal”, obtido a partir da linearização do modelo de Ferrarin e Pedotti (2000) realizada por Teixeira et al., (2007) e da expansão desta linearização considerando um atraso e um zero.

Na seção 4.4 é demonstrado a necessidade da utilização de um modelo mais simples que o “real” com o objetivo de aplicar a metodologia de projeto do controlador LQG/LTR. O modelo “nominal” proposto é baseado no trabalho de Sanches et al. (2014), a partir da pesquisa realizada por Law e Shields (2006).

Na seção 4.5 os conceitos do controlador LQG/LTR são apresentados, assim como a sua metodologia e requisitos de projeto.

4.1 INTRODUÇÃO À FISILOGIA DO SISTEMA NEUROMUSCULAR

Todos os tecidos e órgãos do corpo estão formados por células cujas funções especializadas e o modo como interagem determinam suas funções. O encéfalo por exemplo é um órgão (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Existem dois principais tipos de células no sistema nervoso: neurônios e células gliais. Os neurônios são as células mais importantes para as funções únicas do encéfalo. São os neurônios que percebem modificações no meio ambiente, comunicam tais modificações a outros neurônios e comandam as respostas corporais a essas sensações (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

O neurônio consiste de um soma ou corpo celular, dendritos e o axônio. O conteúdo interno de um neurônio é separado do meio externo pela membrana neuronal (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

O corpo celular de um neurônio contém as mesmas organelas presentes nas demais células animais.

O axônio é uma estrutura encontrada apenas nos neurônios e altamente especializada para a transferência de informação. Os axônios têm seu início no cone de implantação e seu final no terminal axonal, que é o lugar onde o axônio entra em contato com outros neurônios (ou células) e passa a informação. Esse ponto de contato chama-se sinapse, e é repleto de substâncias químicas, denominadas de neurotransmissores, que são utilizadas na transmissão da informação (GUYTON; HALL, 2006).

Os dendritos funcionam como uma “antena” para o neurônio, estando recobertos por milhares de sinapses. A membrana dendrítica apresenta muitas proteínas chamadas de receptores, especializadas na detecção de neurotransmissores (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

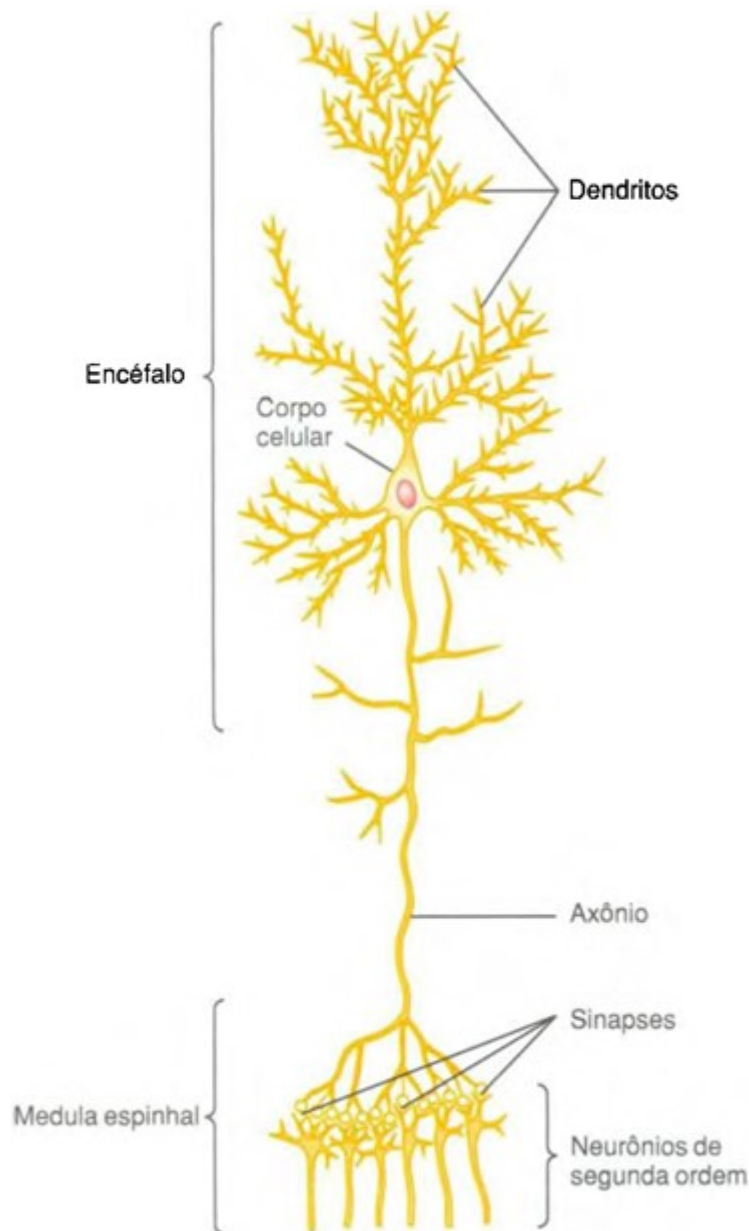
Na Figura 1 é mostrada a estrutura de um neurônio típico encontrado no córtex motor cerebral. Sinais aferentes chegam neste neurônio através de sinapses localizadas principalmente nos dendritos neuronais, além das que chegam também no corpo celular. Por outro lado, os sinais eferentes deste mesmo neurônio trafega por um único axônio. Esse axônio, por sua vez, possui muitas ramificações distintas que se dirigem para outras regiões do sistema nervoso ou periferia do corpo (GUYTON; HALL, 2006).

O Sistema Nervoso é dividido em Sistema Nervoso Central (SNC) e Sistema Nervoso Periférico (SNP), que podem ser facilmente diferenciados, uma vez que o SNC contém a maior parte nucleada dos neurônios que inervam músculos e outras células excitáveis (efetoras) (BRONZINO, 1995), além de ter como característica ser envolvida por revestimento ósseo: o encéfalo e medula espinhal (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002). O SNP contém todos os corpos celulares dos neurônios sensoriais, com algumas exceções, além dos axônios periféricos, que formam os nervos, e os plexos (rede de nervos) (BRONZINO, 1995). Bear, Connors e Paradiso (2002) resumem que toda parte do sistema nervoso que não for encéfalo e medula espinhal faz parte do SNP.

A medula espinhal está envolvida pelos ossos da coluna vertebral e é o maior condutor de informação da pele, das articulações e dos músculos ao encéfalo, e deste para a pele, articulações e músculos. A transecção da medula espinhal resulta em uma anestesia na pele e paralisia dos músculos em partes do corpo caudais à secção. Paralisia, neste caso, não

significa que os músculos não possam funcionar, eles apenas não podem mais ser controlados pelo encéfalo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

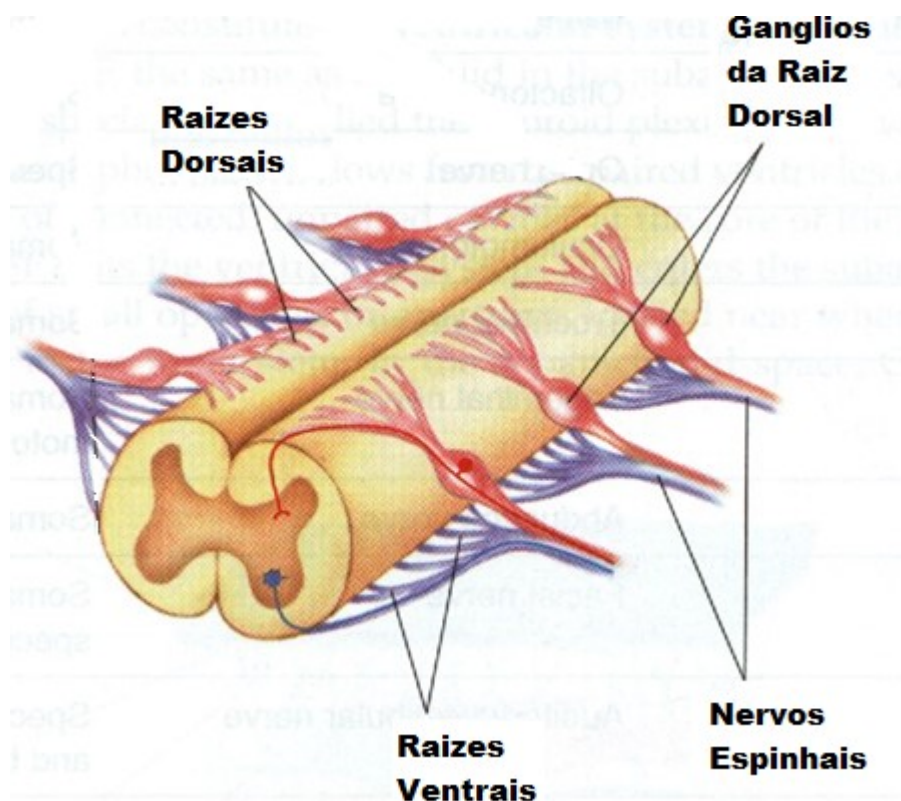
Figura 1 - Estrutura típica de um neurônio encontrado no córtex motor



Fonte: Guyton e Hall (2006).

A medula espinhal comunica-se com o corpo por intermédio dos nervos espinhais, que são parte do SNP. Os nervos espinhais emergem da medula espinhal por meio de espaços existentes entre cada vértebra da coluna vertebral. Cada nervo espinhal associa-se à medula espinhal mediante a raiz dorsal e a raiz ventral, como mostrado na Figura 2 (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Figura 2 - Medula Espinhal



Fonte: Adaptado de Bear, Connors e Paradiso (2002)

A raiz dorsal contém axônios que trazem informação até a medula espinhal. A raiz ventral possui axônios que transportam informação que saem da medula espinhal e, por exemplo, vai até os músculos (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

A informação, tanto mencionada até agora, é na realidade o transporte de um potencial elétrico. Existe potencial elétrico em todas as membranas das células do corpo. Algumas células, como as células nervosas e as dos músculos, são capazes de gerar impulsos eletroquímicos que se modificam com grande rapidez em suas membranas, e esses impulsos são usados para transmitir sinais por toda a membrana dos nervos e músculos (GUYTON; HALL, 2006).

O potencial de repouso das membranas das fibras nervosas mais grossas, quando estas não estão transmitindo sinais nervosos, é de cerca de -90mV, levando em consideração a ação da bomba de Na^+ e K^+ . Isto é, o potencial dentro da fibra é 90mV mais negativo do que o potencial no líquido extracelular (GUYTON; HALL, 2006).

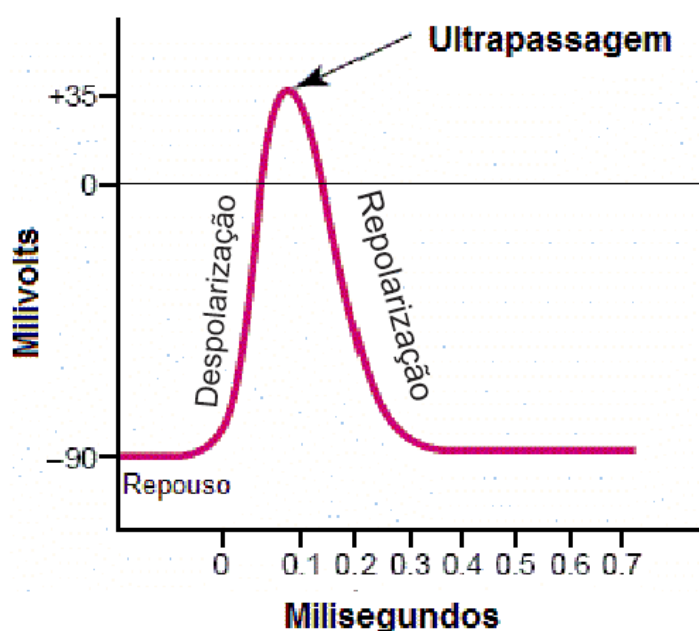
Todas as membranas celulares do corpo contêm uma forte bomba de Na^+ e K^+ que transporta continuamente íons sódio para fora da célula e íons potássio para dentro da célula.

Entretanto, mais cargas positivas são bombeadas para fora que para dentro, deixando um déficit real de íons positivos na parte de dentro (GUYTON; HALL, 2006).

Os sinais nervosos são transmitidos por potenciais de ação, que são rápidas alterações do potencial de membrana que se propaga com grande velocidade por toda a membrana da fibra nervosa. Cada potencial de ação começa por uma alteração, subida do potencial de membrana normal negativo para um potencial positivo, terminando, então, com retorno quase tão rápido para o potencial negativo. Para conduzir um sinal nervoso, o potencial de ação se desloca ao longo da fibra nervosa até sua extremidade final (GUYTON; HALL, 2006).

Na Figura 3 estão representadas graficamente as sucessivas alterações do potencial de membrana, por poucos décimos de milésimos de segundo, ilustrando o início explosivo do potencial de ação e sua quase idêntica recuperação (GUYTON; HALL, 2006).

Figura 3 - Ilustração gráfica do potencial de ação



Fonte: Adaptado de Guyton e Hall (2006).

No estágio de repouso a membrana está polarizada em razão do potencial de membrana de -90mV (GUYTON; HALL, 2006).

No estágio de despolarização a membrana fica subitamente muito permeável aos íons sódio, permitindo que grande número destes íons, positivamente carregados, se difunda para o interior do axônio. O estado normal de polarização é, de imediato, neutralizado pelo influxo dos íons sódio, com o potencial aumentado, rapidamente, para um valor positivo. Isso é referido como despolarização. Nas fibras nervosas de maior calibre, o grande excesso dos íons

sódio positivos que se deslocam para o interior da fibra faz com que o potencial de membrana “ultrapasse” rapidamente o nível zero e torne-se positivo (GUYTON; HALL, 2006).

No estágio de repolarização, em alguns décimos de milésimos de segundos após a membrana ter ficado muito permeável aos íons sódio, os canais de sódio começam a se fechar e os canais de potássio se abrem mais que o normal. Então, a rápida difusão dos íons potássio para o exterior restabelece o potencial de repouso negativo da membrana. Isso é referido como repolarização da membrana (GUYTON; HALL, 2006).

O potencial de ação é causado por distúrbios que causam alterações no potencial de membrana, porém, o potencial só ocorre se o distúrbio produzir uma alteração acima de um limiar, caso contrário, mesmo com uma pequena alteração no potencial de membrana, o potencial de ação não é produzido. Esse fenômeno é conhecido como princípio do tudo ou nada (SANCHES, 2013).

Além de mecanismos naturais, os neurônios também podem ser despolarizados pela injeção de uma corrente elétrica através de um microeletrodo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Uma vez iniciado um potencial de ação, é impossível iniciar outro durante cerca de 1ms. Este período de tempo é chamado de período refratário absoluto. Além disso, pode ser relativamente difícil iniciar outro potencial de ação durante diversos milissegundos após o fim do período refratário absoluto. Durante o período refratário relativo, a quantidade de corrente necessária para despolarizar o neurônio até o limiar do potencial de ação é bem maior que o normal (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Um potencial de ação provocado em qualquer parte de uma membrana excitável, em geral excita as porções adjacentes da membrana, resultando na propagação do potencial de ação por toda a membrana. Essa propagação de despolarização por uma fibra nervosa muscular é referida como impulso nervoso ou muscular e não tem direção única, mas trafega em todas as direções para longe do estímulo (GUYTON; HALL, 2006).

Com informações estudadas até o momento sobre neurônios e potencial de ação, é possível direcionar a atenção ao sistema que, de fato, dá origem ao comportamento, o sistema motor, que consiste de todos os músculos e dos neurônios que os comandam.

Um comportamento (movimento ou conjunto de movimentos) necessita da ação coordenada de várias combinações de mais de 750 músculos em um ambiente em constante mudança e frequentemente imprevisível (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

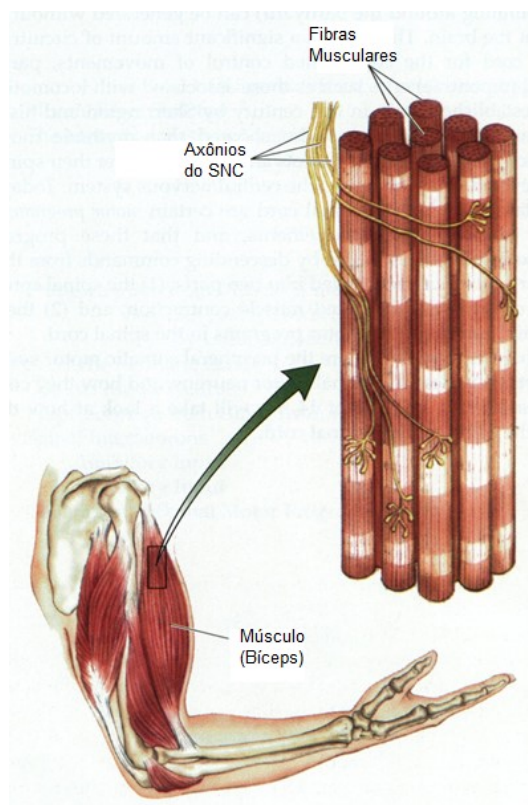
Os músculos do corpo podem ser divididos em duas grandes categorias, estriados e liso, de acordo com sua aparência ao microscópio. No entanto, eles também são diferentes em

outros aspectos. O músculo liso reveste o tubo digestivo e as artérias, entre outras coisas, sendo inervado pelas fibras nervosas do sistema neurovegetativo (SNV). O músculo liso participa do peristaltismo e do controle da pressão sanguínea. O músculo estriado é subdividido em duas categorias: cardíaco e esquelético (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

O músculo cardíaco é o do coração, e se contrai de forma rítmica na ausência de qualquer inervação. A inervação do coração proveniente do SNV tem como função aumentar ou diminuir a frequência cardíaca (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

O músculo esquelético, que constitui a maior parte da massa muscular do corpo, movimenta os ossos nas articulações e os olhos na cabeça, controla a respiração e a expressão facial, além de produzir a fala. Cada músculo esquelético é coberto por uma camada de tecido conjuntivo que forma os tendões no final de cada músculo. Dentro de cada músculo há centenas de fibras musculares, as células do músculo esquelético, e cada fibra é inervada por uma única ramificação de axônio proveniente do SNC, conforme ilustrado na Figura 4 (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Figura 4 - Estrutura do músculo esquelético e articulação do cotovelo.



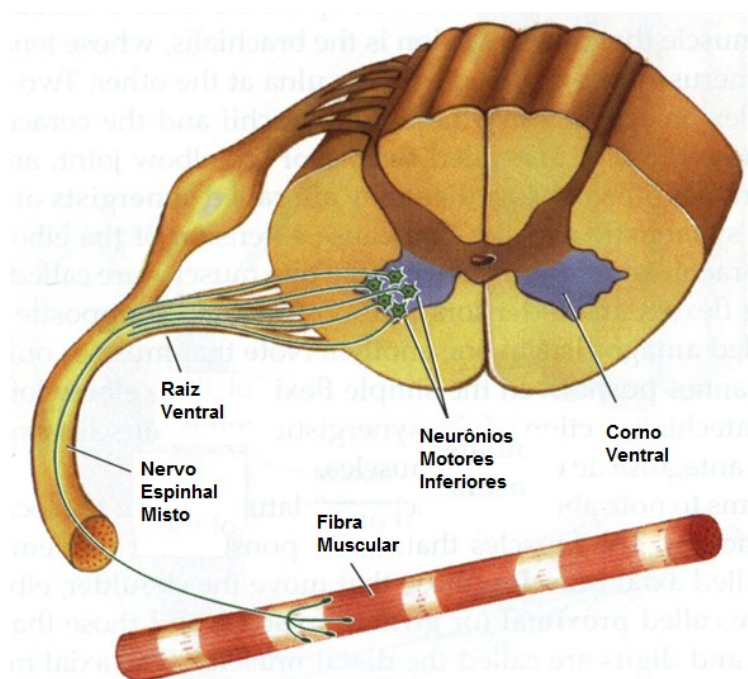
Fonte: Bear, Connors e Paradiso (2002).

Para melhor entendimento dos fundamentos do sistema motor, considere a articulação do cotovelo, também ilustrada na Figura 4. Ela é formada onde o úmero, o osso do braço, é conectado por ligamentos fibrosos ao rádio e à ulna, os ossos do antebraço. A articulação do cotovelo funciona como o eixo de um canivete. O movimento no sentido que fecha o canivete é chamado de flexão, enquanto o movimento no sentido contrário é chamado de extensão (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Os músculos que trabalham em conjunto que promovem a flexão da articulação do cotovelo, são chamados de flexores desta articulação, enquanto que os que promovem a extensão são chamados de extensores da articulação do cotovelo. Os músculos que trabalham em conjunto são chamados de sinérgicos. Por outro lado, os músculos flexores e extensores, por puxar a articulação em sentidos opostos são chamados de antagonistas um do outro.

A musculatura somática, que está submetida ao controle consciente, é innervada pelos neurônios motores somáticos do corno ventral da medula espinhal, conforme ilustrado na Figura 5. Essas células, às vezes, chamadas de “neurônios motores inferiores”, para distingui-las dos “neurônios motores superiores” do encéfalo, que se projetam para a medula espinhal, sendo que somente os neurônios motores inferiores comandam diretamente a contração muscular (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Figura 5 - Inervação do músculo pelos neurônios motores inferiores.



Fonte: Bear, Connors e Paradiso (2002).

Os axônios dos neurônios motores inferiores agrupam-se para formar as raízes ventrais, cada raiz ventral junta-se a uma raiz dorsal para, então, formar um nervo espinhal que deixa a medula espinhal através de espaços entre as vértebras. Uma vez que contém fibras motoras e sensoriais, eles são chamados de nervos espinais mistos (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Um dos tipos de neurônios motores inferiores da medula espinhal é o neurônio motor alfa, que é diretamente responsável pela geração de força pelo músculo. Um neurônio motor alfa e todas as fibras musculares por ele inervadas formam, coletivamente, o componente básico do controle motor, a chamada unidade motora (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

As unidades motoras possuem diferentes tipos de fibras musculares. As fibras musculares vermelhas são caracterizadas por uma grande quantidade de mitocôndrias e enzimas especializadas para o metabolismo oxidativo energético. Essas fibras são relativamente lentas para contrair, porém podem manter a contração por um longo período de tempo sem fadiga. Em contraste, as fibras musculares brancas contêm poucas mitocôndrias e utilizam principalmente o metabolismo anaeróbio. Essas fibras contraem-se de maneira rápida e potente, porém elas entram em fadiga rapidamente. Embora os dois tipos de fibra muscular possam coexistir em um determinado músculo, cada unidade motora contém apenas um único tipo de fibra muscular (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

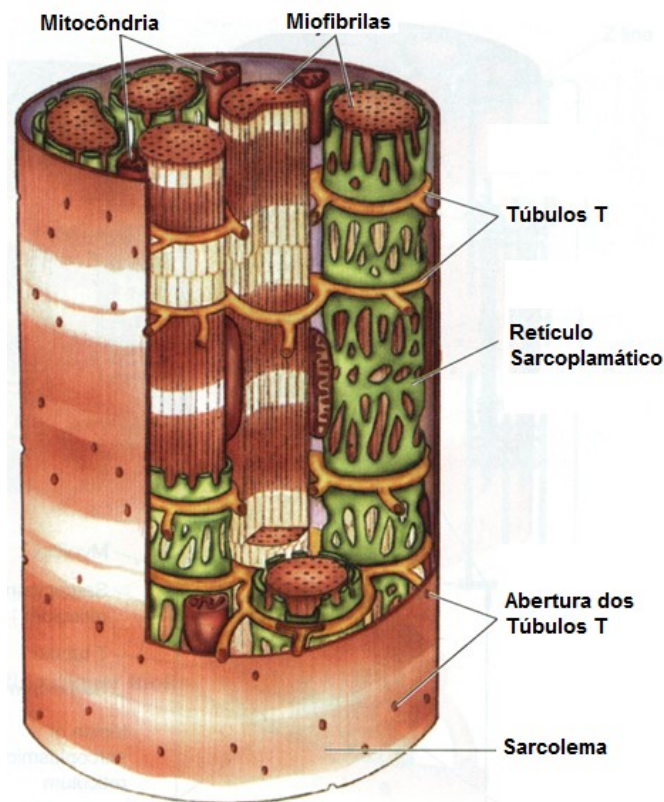
A estrutura de uma fibra muscular está representada na Figura 6. As fibras musculares são delimitadas por uma membrana celular excitável denominada de sarcolema (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Dentro da fibra muscular existe uma quantidade de estruturas cilíndricas chamadas miofibrilas que se contraem em resposta a um potencial de ação que se propaga ao longo do sarcolema. As miofibrilas estão rodeadas pelo retículo sarcoplasmático, um extenso saco intracelular que armazena íons Ca^+ . Os potenciais de ação no sarcolema ganham acesso ao retículo sarcoplasmático através de uma rede de túneis chamados de túbulos T que então acionam canais de cálcio. O aumento de Ca^+ livre intracelular resultante faz com que a miofibrila se contraia (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

A miofibrila é dividida em segmentos por discos denominados linhas Z. Um segmento consiste de duas linhas Z, e a miofibrila no meio delas é denominada de sarcômero. Ancorados em cada lado das linhas Z, existe uma série de fios denominados filamentos finos. Entre dois filamentos finos há uma série de fibras denominados filamentos grossos. A contração muscular ocorre quando os filamentos finos deslizam ao longo dos filamentos

grossos, aproximando as linhas Z adjacentes uma de encontro a outra (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Figura 6 - Estrutura de uma fibra muscular.



Fonte: Bear, Connors e Paradiso (2002).

O deslizamento dos filamentos entre si ocorre devido à interação entre o principal filamento proteico grosso, a miosina, e o principal filamento proteico fino, a actina. As “cabeças” das moléculas de miosina expostas ligam-se às moléculas de actina, sofrendo, então, uma alteração de forma que provoca um movimento de rotação que faz com que a miosina se mova em relação à actina. As custas de adenosina trifosfato (ATP) as cabeças da miosina desprendem-se para que o processo possa se repetir (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Quando o músculo está em repouso, a miosina não pode interagir com a actina porque os locais de ligação entre elas estão cobertos pela proteína tropomina. O Ca^{+} inicia a contração muscular, unindo-se à tropomina, expondo assim os locais onde a miosina se liga à actina. A contração continua enquanto houver Ca^{+} e ATP disponível (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

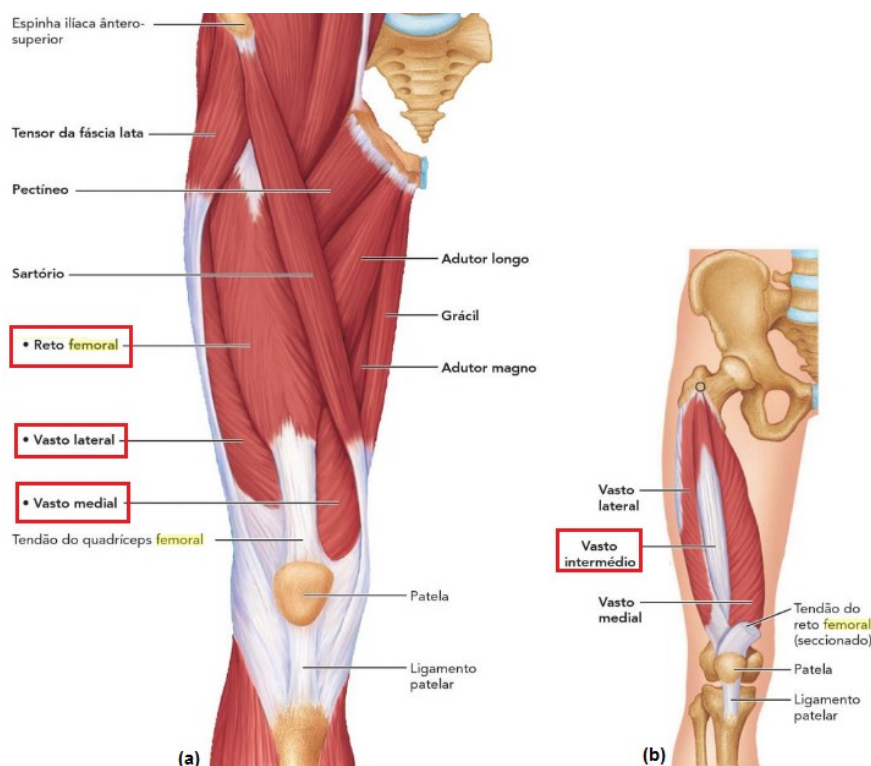
A partir da teoria apresentada, é possível verificar que impulsos elétricos enviados pelos nervos espinhais são capazes de gerar contrações musculares. Neste trabalho, o objetivo

é realizar o movimento de extensão da perna por meio de uma corrente elétrica induzida por eletrodos de superfície externos ao corpo.

Um dos principais músculos responsáveis pelo movimento de extensão da perna é o quadríceps femoral, que é formado por quatro cabeças separadas que formam o volume da região anterior lateral e medial da coxa, essas cabeças (os músculos reto femoral e os vastos lateral, medial e intermédio, tem um tendão comum de inserção, o tendão do quadríceps, que se insere na patela e então, por meio do ligamento patelar, na tuberosidade da tíbia. O grupo é innervado pelo nervo femoral e é importante em ações como correr, saltar, levantar e muitas outras (MARIEB; HOEHN, 2009).

Uma ilustração, com alguns músculos anteriores e mediais que promovem o movimento da perna juntamente com a patela, ligamento patelar e tendão do quadríceps, pode ser vista na Figura 7. Na Figura 7(a), o reto femoral, vasto lateral e vasto medial estão em destaque, enquanto que na Figura 7(b) o vasto intermédio é apresentado em destaque.

Figura 7 - Alguns músculos anteriores e mediais que promovem o movimento da perna. (a) músculos reto femoral, vasto lateral e vasto medial em destaque. (b) Vasto intermédio em destaque. O reto femoral e os músculos adjacentes foram removidos.



Fonte: Adaptado de Marieb e Hoehn (2009).

O reto femoral é um músculo superficial da região anterior da coxa, estende-se verticalmente ao longo da coxa. É a cabeça mais longa do quadríceps e o único músculo do grupo que cruza a articulação do quadril. É responsável por estender o joelho e flexionar o quadril (MARIEB; HOEHN, 2009).

O vasto lateral é o maior componente do grupo e forma a superfície lateral da coxa. É responsável por estender e estabilizar o joelho (MARIEB; HOEHN, 2009).

O vasto medial forma a superfície infero-medial da coxa e é responsável por estender o joelho e as fibras inferiores estabilizam a patela (MARIEB; HOEHN, 2009).

O vasto intermédio é encoberto pelo reto femoral, situa-se entre os vastos lateral e medial na região anterior da coxa e também é responsável por estender o joelho (MARIEB; HOEHN, 2009).

Dentre as quatro cabeças do quadríceps, os que mais contribuem para a extensão da perna é o reto femoral e vasto lateral, assim, eles serão os principais músculos a serem alvo de estimulação elétrica funcional para obter o movimento desejado.

4.2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

Peckham e Knutson (2005) definem a estimulação elétrica funcional (FES), como a aplicação de corrente elétrica em um tecido excitável para complementar ou substituir uma função perdida em indivíduos neurologicamente debilitados. O objetivo da FES é melhorar a saúde ou funções voluntárias por meio de mudanças fisiológicas geradas pelo uso da FES.

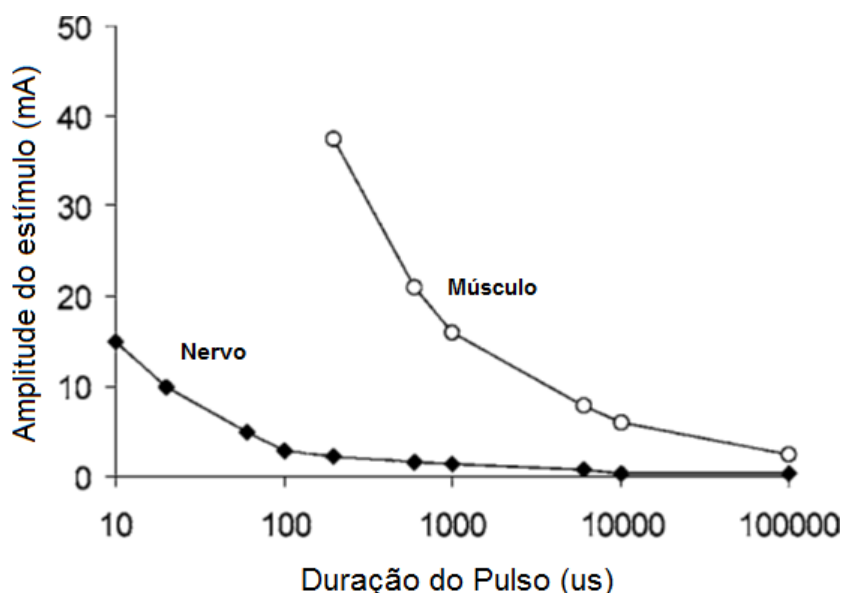
A estimulação elétrica funcional, FES, é baseada no famoso experimento de Luigi Galvani que provocou espasmos na perna de um sapo, descrito por ele em 1791 (GALVANI, 1791).

O primeiro relato de FES aplicada a pacientes hemiplégicos foi realizado por Liberson et al., (1961), enquanto que aplicações em deambulação de paraplégicos foi relatado por Kralj et al., (1980).

Segundo Cliquet, Solomonidis e Andrews (1990), obteve-se um dos primeiros relatos do uso de estimulação elétrica neuromuscular (EENM), por volta de 1750, quando um violinista, que teve os músculos do braço paralisados devido a um acidente vascular cerebral (AVC), sendo este estimulado eletricamente com uma fonte estática. Após dois anos com este tratamento, voltou a tocar violino.

Tanto funções sensoriais, como audição e visão, quanto funções motoras podem ser restauradas com a FES. As aplicações em funções motoras operam sobre o princípio de que a FES geralmente ativa o nervo antes do músculo. Isso ocorre porque o limiar de carga para produzir um potencial de ação nas fibras musculares é muito maior que o limiar nos neurônios, conforme ilustra a Figura 8, que apresenta a curva Força-Duração para o nervo e para o músculo de gatos. Na curva é possível observar a magnitude do estímulo necessário para produzir uma resposta constante no músculo tibial anterior de um gato (PECKHAM; KNUTSON, 2005).

Figura 8 - Curva Força-Duração para o nervo e para o músculo



Fonte: Peckham e Knutson (2005).

Então, para a FES ser efetiva, os neurônios motores inferiores devem estar intactos no corno anterior da medula espinhal. Portanto, danos nos neurônios motores inferiores impedem ou dificultam a aplicação da FES, como nos casos de poliomielite, esclerose lateral amiotrófica e lesões nos nervos periféricos. Além disso, a junção neuromuscular e o tecido muscular devem estar saudáveis para a aplicação da FES ser efetiva (PECKHAM; KNUTSON, 2005).

A partir dos estudos das formas como ocorrem a ativação dos tecidos nervosos e musculares, surgiu os conceitos de reobase e cronaxia.

Reobase é a intensidade de corrente mínima necessária, em um determinado tempo, para a excitação de uma fibra muscular. Cronaxia é o tempo de duração relacionada à intensidade de corrente igual ao dobro da reobase. Os valores da cronaxia de um nervo estão

entre 25 e 30us e sua reobase está entre 22,5 e 24,5V, enquanto para o músculo estes valores estão respectivamente entre 12,5 e 13,8ms e 52,5 e 56,25V (BENTON et al., 1979).

Em resumo, segundo Faria (2006), para ocorrer a contração, o estímulo deve ter características próximas aos níveis fisiológicos do tecido a ser estimulado. 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.

Fisiologicamente, os neurônios motores pequenos são estimulados primeiro, mas na estimulação artificial o processo é inverso, os neurônios motores maiores são estimulados primeiro (SALMONS, 1985).

A diferença é que o recrutamento normal de fibras musculares é assíncrono, isto é, multiplexado no tempo pelo sistema nervoso central, enquanto que o recrutamento através da estimulação artificial é síncrono, isto é, com um grupo de fibras recrutadas simultaneamente. Este último gera problemas de fadiga do grupo muscular recrutado, perdendo por sua vez sua função e também diminuindo o tempo da sessão (WILHERE et al., 1985; CLIQUET, 1988).

Desta forma, pode ocorrer mais rapidamente a fadiga muscular, e também a baixa tolerância à eletroestimulação, o que normalmente ocorre no início do tratamento (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 1995).

A FES é aplicada em formas de onda que se caracterizam por três parâmetros: frequência, amplitude e largura de pulso. A força de contração do músculo é controlada pela manipulação desses parâmetros.

A amplitude e a largura dos pulsos estão relacionadas ao recrutamento das fibras musculares que serão excitadas e a frequência dos pulsos controla a taxa de disparo das unidades motoras (NATHAN; TAVI, 1990).

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 Packman-Braun (1988), Rooney, Currier e Nitz (1992) e Rabischong (1996), provocam desconforto sensorial em pessoas híidas.

Escolheu-se a frequência de estimulação típica igual a 50Hz, podendo ser variada entre 50Hz e 100Hz, de acordo com 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 seria a frequência usada para os testes com esse voluntário.

Para ser aplicada, a FES necessita de pelo menos dois eletrodos para produzir um fluxo de corrente. Os eletrodos são tipicamente usados em configurações monopolares ou bipolares, na linguagem usual dos profissionais da saúde são conhecidos como monofásicos e

bifásicos, respectivamente. A configuração monofásica é caracterizada por ocorrer fluxo de corrente em apenas um sentido, enquanto a configuração bifásica se caracteriza por permitir fluxo de corrente nos sentidos positivo e negativo.

A primeira fase do estímulo bifásico (bipolar) gera o potencial de ação, e a fase seguinte faz o balanceamento das cargas injetadas na primeira fase. O propósito da segunda fase com potencial inverso ao da primeira é reverter ou evitar danos eletroquímicos que podem ocorrer na interface eletrodo-tecido durante a primeira fase (PECKHAM; KNUTSON, 2005).

Além da forma de onda da FES ser diferenciada por monofásica e bifásica, ela também pode ser classificada em simétrica e equilibrada.

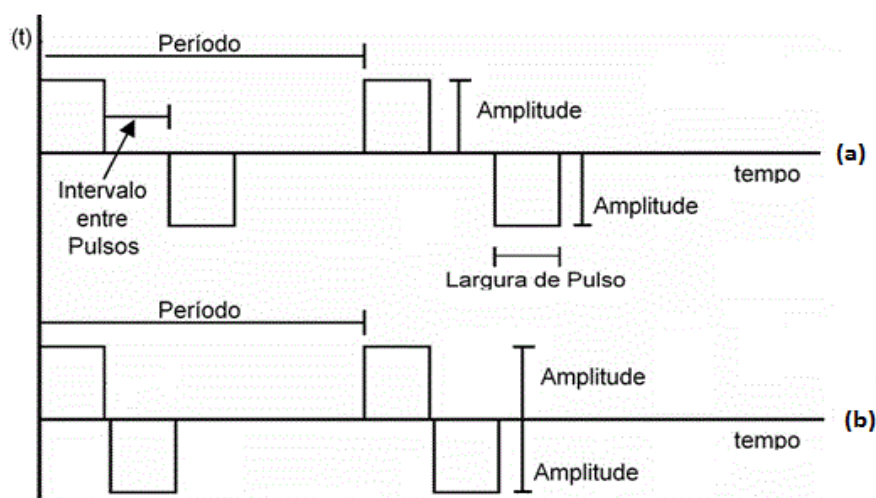
Se a onda for simétrica, seu formato é o mesmo nos dois sentidos da corrente, e se for assimétrica os formatos serão diferentes nos dois sentidos (SANCHES, 2013).

O sinal pode ser equilibrado, a energia aplicada em um sentido será a mesma aplicada no outro, mesmo o sinal não sendo simétrico, mas se for desequilibrado a energia entregue em um sentido não será a mesma no outro (SANCHES, 2013).

Na Figura 9 estão ilustradas duas formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas, destacando-se alguns parâmetros e nomenclaturas relevantes.

Pode-se observar que na Figura 9(a) e Figura 9(b), as ondas são simétricas, balanceadas e equilibradas, o sinal aplicado em um sentido ocorre da mesma forma no sentido oposto. A única diferença entre as duas é o interpulso, o intervalo entre pulsos. Estas formas de onda são vastamente utilizadas em FES para gerar movimentos.

Figura 9 - Formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas.



Fonte: Sanches (2013).

Os eletrodos da FES podem ser 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, entretanto 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 (FARIA, 2006).

Na interface eletrodo-pele ocorre conversão de uma corrente de elétrons para uma corrente de íons, que se move dentro do tecido (SANCHES, 2013). Neste caso, a impedância da pele, a impedância da interface eletrodo-pele, o posicionamento dos eletrodos e os parâmetros da forma de onda do sinal empregado na estimulação, devem ser considerados, por influenciarem diretamente na resposta muscular desejada (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2001).

O posicionamento dos eletrodos de superfície é feito sobre a pele nos chamados pontos motores. O ponto motor é o lugar onde a FES produz a mais forte contração com o menor nível de estimulação (PECKHAM; KNUTSON, 2005).

Os estimuladores são projetados de forma que a magnitude de seu sinal de saída seja regulada por tensão ou corrente. Se a regulação for por tensão, a magnitude de corrente de saída entregue ao tecido estimulado é dependente da impedância de interface do eletrodo. No uso de eletrodos de superfície, a impedância eletrodo-pele aumenta conforme a eletrodo envelhece ou perde contato com a pele. Com o aumento da impedância, a corrente entregue ao tecido diminui. Com a estimulação regulada por corrente, a corrente é diretamente controlada e não é afetada pelas mudanças da impedância de interface, então, a quantidade de energia entregue por estímulo pode ser garantida (PECKHAM; KNUTSON, 2005).

Assim, tendo em vista os estudos apresentados sobre FES, neste trabalho optou-se por utilizar, para aplicação da FES, eletrodos de superfície, estimuladores regulados por corrente e forma de onda bifásica, simétrica e equilibrada com interpulso.

4.3 MODELO MATEMÁTICO “REAL”

O controlador LQG/LTR, conforme será analisado na seção 4.5, é um controlador linear. Desta forma foi necessário a escolha de um modelo linear para representar o movimento de extensão da perna.

Em trabalhos anteriores, Kozan (2012), Kozan et al. (2013) e Kozan et al. (2014), utilizaram um modelo linear de segunda ordem baseado no trabalho de Law e Shields (2006), que será abordado na seção 4.4.

Na modelagem proposta por Ferrarin e Pedotti (2000), os autores consideram o membro inferior como uma cadeia cinemática aberta composta de dois segmentos rígidos: a coxa e o complexo perna-pé, conforme mostrado na Figura 10.

Nesta figura, a eletroestimulação funcional é aplicada ao músculo quadríceps por meio de eletrodos fixados na pele da coxa do paciente. O objetivo é provocar a contração do músculo, visando posicionar o ângulo do joelho em um valor especificado.

Na Figura 10, θ , θ_v e M_a são, respectivamente, o ângulo do joelho (ângulo entre a perna e a coxa no plano sagital), o ângulo da perna (ângulo entre a perna e o eixo vertical no plano sagital) e o torque ativo produzido pela estimulação elétrica no quadríceps.

O equilíbrio dinâmico destes componentes, em torno da junção do joelho, é representado pela equação:

$$M_i = M_g + M_s + M_d + M_a \quad (1)$$

na qual:

M_i é o torque referente à inércia do complexo canela-pé;

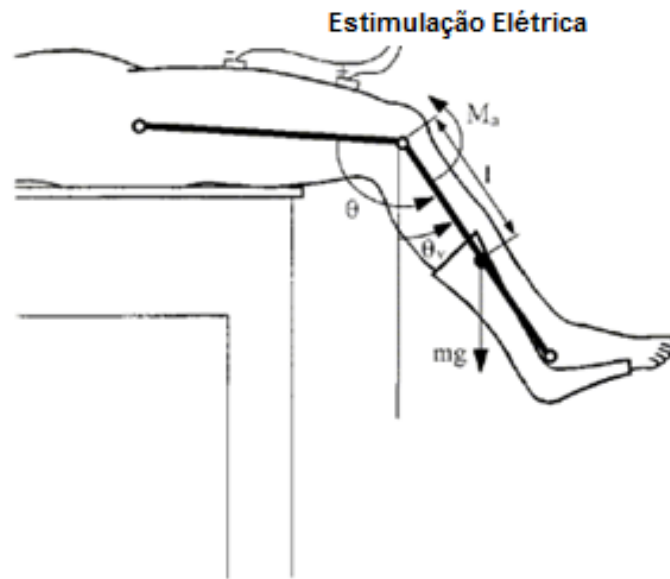
M_g é o torque da componente gravitacional;

M_s é o torque devido à componente de rigidez;

M_d é o torque devido à componente de amortecimento;

M_a é o torque ativo do joelho produzido pela estimulação elétrica;

Figura 10 - Modelo proposto por Ferrarin e Pedotti (2000).



Fonte: Ferrarin e Pedotti, (2000).

A equação (1) pode ser expressa pela seguinte equação diferencial não-linear:

$$J\ddot{\theta}_v = -mgl\sin(\theta_v) + M_s - B\dot{\theta} + M_a \quad (2)$$

Na qual:

J é o momento inercial do complexo de canela-pé;

θ é o ângulo comum do joelho (ângulo entre a canela e a coxa no plano sagital);

$\dot{\theta}$ é a velocidade angular comum do joelho;

θ_v é o ângulo da canela (ângulo entre a canela e o sentido vertical no plano sagital);

$\ddot{\theta}_v$ é a aceleração angular da canela;

m é a massa do complexo canela-pé;

g é a aceleração gravitacional;

l é a distância entre o joelho e o centro da massa do complexo canela-pé;

B é o coeficiente de atrito viscoso.

Uma distinção foi feita entre o ângulo da junção do joelho (usado para a rigidez e os componentes de amortecimento) e o ângulo absoluto entre a canela e o sentido vertical (usados para o termo gravitacional e inercial). Entretanto, desde que os movimentos da coxa são negligenciados, a aceleração angular absoluta da canela coincide com a aceleração angular relativa do joelho.

A respeito da componente de amortecimento, consideramos um termo linear com um coeficiente de viscosidade constante.

O torque devido a componente de rigidez é dado por:

$$M_s = -\lambda e^{-E\theta} (\theta - \omega) \quad (3)$$

na qual:

λ , E são os coeficientes dos termos exponenciais;

ω é o ângulo elástico de repouso do joelho;

O sinal negativo é devido à escolha do torque do extensor como o positivo.

Nestas fórmulas, o fator exponencial representa o comportamento não-linear da elasticidade do joelho.

Ainda no trabalho de Ferrarin e Pedotti (2000), foi verificado que o torque ativo que o músculo estará sujeito (M_a) e a largura dos pulsos da estimulação elétrica (P) podem ser relacionados adequadamente pela função de transferência abaixo:

$$H(s) = \frac{M_a(s)}{P(s)} = \frac{G}{1+s\tau} \quad (4)$$

O ganho G e a constante de tempo τ devem ser identificadas para cada sujeito (FERRARIN; PEDOTTI, 2000).

Assim, a partir dos estudos de Ferrarin e Pedotti (2000), fica evidente que ao se trabalhar com um modelo linear de segunda-ordem, existe a possibilidade de não estar sendo levando em considerações algumas dinâmicas do movimento estudado. Entretanto, neste trabalho o objetivo é controlar a posição da perna com um controlador linear e robusto, LQG/LTR, fazendo com que o uso do modelo não-linear não seja viável.

Uma alternativa para o problema é aumentar a ordem do modelo linear a fim de melhorar sua representação. Em Teixeira et al. (2007) foi proposto uma linearização da equação para se trabalhar com o controle dos membros inferiores se baseando em um modelo linear.

Teixeira et al., 2007, a partir da linearização de (2), considerando $\theta = \theta_V + \pi/2$, e para o ponto de operação $\theta_{VO} = 30^\circ$, obteve a seguinte função de transferência:

$$D(s) = \frac{\Delta\theta_V(s)}{\Delta M_a(s)} = \frac{1}{Js^2 + Bs + k} \quad (5)$$

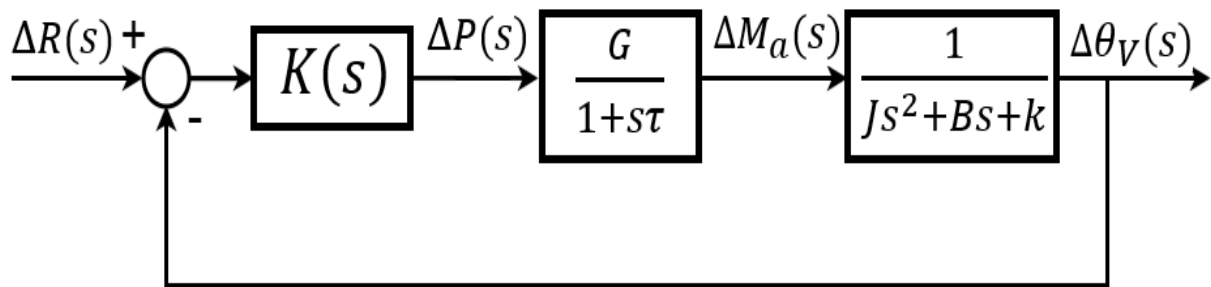
Sendo:

$$\begin{aligned}
 k &= mgl \cos(\theta_{v0}) - E\lambda \left(\theta_{v0} + \frac{\pi}{2} - \omega \right) e^{-E(\theta_{v0} + \frac{\pi}{2})} + \lambda e^{-E(\theta_{v0} + \frac{\pi}{2})}, \\
 \Delta\theta_v &= \theta_v - \theta_{v0}, \\
 \Delta M_a &= M_a - M_{a0}.
 \end{aligned} \tag{6}$$

O ponto de operação $\theta_{v0} = 30^\circ$, é adequado pois é uma posição em que a perna já ultrapassou a região que necessita de maior energia da FES para tirá-la do repouso.

Desta forma, obtêm-se o diagrama de blocos da Figura 11 para o sistema linearizado em malha fechada, considerando o controlador $K(s)$.

Figura 11 - Diagrama de blocos do sistema de controle da posição da perna considerando o sistema linearizado de Ferrarin e Pedotti (2000)



Fonte: Adaptado de Teixeira et al., (2007)

Nota-se então, pela Figura 11, que a relação entre a largura de pulso, P , e a posição angular da perna, θ_v , chamada aqui de $G(s)$, é dada por:

$$G(s) = \frac{\Delta\theta_v(s)}{\Delta P(s)} = \frac{G}{1+s\tau} \frac{1}{Js^2+Bs+k} \tag{7}$$

Resultando em:

$$G(s) = \frac{G}{J\tau s^3 + (J+B\tau)s^2 + (B+kG)s + k} \tag{8}$$

Portanto, a função de transferência que relaciona a posição angular da perna com a largura de pulso da estimulação elétrica a partir da linearização do modelo descrito por

Ferrarin e Pedotti (2000) é um sistema linear de terceira ordem, que poder ser representado de maneira genérica por:

$$G(s) = \frac{a_n}{a_d s^3 + b_d s^2 + c_d s + d_d}. \quad (9)$$

Sendo:

$$\begin{aligned} a_n &= G, \\ a_d &= J\tau, \\ b_d &= J + B\tau, \\ c_d &= B + kG, \\ d_d &= k. \end{aligned} \quad (10)$$

Desta forma, é possível concluir que o sistema da equação (10) leva em consideração mais informações sobre a dinâmica do movimento de extensão da perna, podendo descrevê-lo com mais exatidão do que o modelo linear de segunda-ordem baseado no trabalho de Law e Shields (2006).

Mas, mesmo com a melhora na descrição movimento, o modelo ainda pode levar em consideração mais informações sobre as dinâmicas envolvidas. Então, com este objetivo, a partir de diversos testes de identificação, observou-se que as melhores correlações eram obtidas a partir do acréscimo de um zero e um atraso no modelo representado na equação (9). Desta forma, neste trabalho, optou-se por utilizar o seguinte modelo:

$$G_R(s) = \frac{a_n s + b_n}{a_d s^3 + b_d s^2 + c_d s + d_d} e^{-Ts} \quad (11)$$

Deve-se ressaltar que na função de transferência da equação (11), os coeficientes do numerador e denominador, não mais tem relação direta com os parâmetros do modelo de Ferrarin e Pedotti (2000), da maneira como foi explicitado em (10).

Para facilitar a aplicação dos métodos de controle abordados neste trabalho, e para se trabalhar com uma função de transferência linear, após a identificação dos parâmetros de (11), é conveniente representar o atraso e^{-Ts} por uma função racional, o que é possível por meio da Aproximação de Padé, que tem a seguinte forma:

$$e^{-Ts} = \frac{1 - \frac{Ts}{2} + \frac{(Ts)^2}{8} - \frac{(Ts)^3}{48} + \dots}{1 + \frac{Ts}{2} + \frac{(Ts)^2}{8} + \frac{(Ts)^3}{48} + \dots} \quad (12)$$

Neste trabalho foi utilizada a Aproximação de Padé de primeira ordem, dada por:

$$e^{-Ts} = \frac{1 - \frac{Ts}{2}}{1 + \frac{Ts}{2}} \quad (13)$$

Assim, aplicando a Aproximação de Padé de primeira ordem na equação (11) obtém-se:

$$G_R(s) = \frac{a_n s + b_n}{a_d s^3 + b_d s^2 + c_d s + d_d} \frac{1 - \frac{Ts}{2}}{1 + \frac{Ts}{2}} \quad (14)$$

Resultando em:

$$G_R(s) = \frac{-T a_n s^2 + (2a_n - T b_n)s + 2b_n}{T a_d s^4 + (2a_d + T b_d)s^3 + (2b_d + T c_d)s^2 + (2c_d + T d_d)s + 2d_d} \quad (15)$$

Calculando-se os zeros do sistema da equação (12)(15) tem-se que:

$$\begin{aligned} z_1 &= -\frac{b_n}{a_n} \\ z_2 &= \frac{1}{T} \end{aligned} \quad (16)$$

Assim, z_2 sempre será um zero no Semiplano Direito, evidenciando que o sistema da equação (15) é um sistema de fase-não-mínima, o que é um problema para o controlador LQG/LTR proposto neste trabalho, uma vez que um dos requisitos para aplicá-lo é que o sistema a ser controlado deva ser de fase-mínima.

A solução para esse impasse é a utilização de um sistema menos complexo, de fase-mínima, que leve em consideração menos dinâmicas do movimento estudado, mas que atenda os critérios para a utilização do controlador LQG/LTR, e a diferença entre o modelo menos complexo e o modelo da equação (15) ser tratada como incerteza.

Desta forma, a fim de diferenciar os modelos utilizados, o modelo linear de terceira ordem da equação (11), que será aproximado para o modelo da equação (15), será chamado de Modelo Real, G_R , enquanto o modelo de menor ordem, a ser apresentado na seção 4.4, será chamado de Modelo Nominal, G_N , o qual será utilizado para o projeto do controlador proposto.

A metodologia para a identificação dos parâmetros do modelo da equação (15) será apresentado na seção 5.2.2.

4.4 MODELO MATEMÁTICO “NOMINAL”

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 de segunda ordem, o modelo não-linear, proposto por Bobet e Stein (1998), e o modelo de Huxley (1957).

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 Huxley (1957) é o mais próximo do real, seguido pelo modelo de Bobet e Stein (1998). Contudo, os três modelos foram capazes de representar os a força muscular razoavelmente bem.

Law e Shields (2006) afirmam que a predição da força dos três diferentes modelos musculares foi relativamente similar, sugerindo que a força muscular pode ser adequadamente representada de múltiplas maneiras.

Na verdade, segundo Law e Shields (2006), as interações entre os modelos, frequência e padrão de estimulação indicam a dificuldade em avaliar as diferenças entre os modelos, pois a precisão variou entre diferentes trens de estimulação. Assim, qualquer um dos três modelos pode vir a ser uma escolha ideal, dependendo da aplicação terapêutica pretendida, dos padrões de frequência de estimulação utilizados e da complexidade do modelo desejada.

No modelo linear simplificado, 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:

$$\frac{d^2 f(t)}{dt^2} + 2\omega_n \xi \frac{df(t)}{dt} + \omega_n^2 f(t) = \beta \omega_n^2 r(t) \quad (17)$$

Os parâmetros presentes na equação (17) 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.

Sanches et al. (2014) apresentaram um modelo linear de segunda ordem, baseado nos estudos de Law e Shields (2006), onde a relação entre a força muscular e o trem de pulsos de estimulação é trocado pela relação entre a posição angular da perna $\theta_v(t)$ e a largura de pulso da estimulação elétrica $P(t)$. Assim, substituindo $f(t)$ por $\theta_v(t)$ e $r(t)$ por $P(t)$ e efetuando-se a transformada de Laplace da equação (17), obtém-se:

$$G_N(s) = \frac{\theta_v(s)}{P(s)} = \frac{\beta \omega_n^2}{s^2 + 2\omega_n \xi s + \omega_n^2} \quad (18)$$

Para facilitar a identificação, considerou-se:

$$\begin{aligned} G &= \beta \omega_n^2, \\ a &= 2\omega_n \xi, \\ b &= \omega_n^2. \end{aligned} \quad (19)$$

Reescrevendo-se a equação (18) obtêm-se:

$$G_N(s) = \frac{G}{s^2 + as + b} \quad (20)$$

Assim, no processo de identificação, basta obter os valores parâmetros G , a e b .

Nota-se na equação (20), que o sistema por ela representado não possui zeros e possui dois polos, sendo que caso estejam do lado esquerdo do semiplano esquerdo do plano s o sistema é considerado de fase-mínima e por consequência o controlador LQG/LTR pode ser projetado para o sistema em questão.

A partir da verificação de trabalhos anteriores, como em Kozan (2012), Sanches (2013) e Sanches et al. (2014), observou-se que todos os sistemas identificados baseados na representação da equação (18) e (20) são de fase-mínima, entretanto, todos os sistemas identificados neste trabalho serão verificados a fim de garantir esse requisito para o projeto do controlador LQG/LTR.

Desta forma, como comentado na seção 4.3, o modelo da equação (20) será chamado de “Modelo Nominal” e será utilizado para o projeto do controlador proposto neste trabalho, enquanto que a diferença para o “Modelo Real”, já apresentado, será tratada como incerteza, sendo que os critérios de estabilidade robusta devem ser válidos para ambos os modelos.

4.5 CONTROLADOR LQG/LTR

A teoria de controle clássico fornece os fundamentos para garantir a estabilidade do sistema. A teoria de controle ótimo fornece técnicas para incorporar a otimização de critérios de desempenho, além de garantir a estabilidade. A teoria de controle robusto, campo ativo de pesquisa desde o final dos anos 70, também visa a garantia de estabilidade e o atendimento ótimo de critérios de desempenho, mas as ações de controle (por realimentação) devem realizar estas tarefas mesmo com incertezas no modelo da planta, na dinâmica e na operação dos sensores e atuadores (ZUBEN, 2013).

Em um sistema de controle, descrito na Figura 12, o projeto do controlador K deve ser feito de maneira que o sistema possua estabilidade, desempenho e robustez. A estabilidade faz com que as saídas Y permaneçam limitadas para entradas de referência R , e com que os distúrbios D e os ruídos de medição N também sejam limitados. O desempenho faz com que o erro de rastreamento E seja pequeno (idealmente $Y = R$), mesmo na presença de distúrbios e erros de medição. E por fim, a robustez faz com que a estabilidade e desempenho sejam mantidos mesmo com incertezas no modelo matemático do sistema ou na presença de sinais forçantes.

A modelagem matemática de um sistema dinâmico pode resultar de um procedimento baseado nas leis físicas ou em técnicas de identificação de sistemas ou ainda por ambos os métodos (AGUIRRE, 2000).

Ao se realizar a modelagem matemática de um determinado sistema, procura-se obter um modelo que represente o mais fielmente possível seu comportamento dinâmico, porém,

devido a não-linearidades ou incertezas de parâmetros, isto nem sempre é possível (NOGUEIRA, 2009).

De acordo com Skogestad e Postlethwaite (2005), citado por Paula (2013), em termos gerais, o controle robusto considera que há uma diferença entre o modelo matemático da planta, conhecido como modelo nominal, e o modelo matemático real da planta. Logo, requisitos de estabilidade e desempenho do sistema de controle devem ser mantidos em face às incertezas no modelo da planta.

Portanto, é notório que para o sistema de interesse deste trabalho, em que os parâmetros do modelo matemático são incertos e podem variar entre as sessões de aplicação de FES e até mesmo durante a sessão, a utilização de um controlador robusto é requerida.

O controlador escolhido neste trabalho foi o LQG/LTR, uma vez que é um controlador linear, que existe um vasto conteúdo teórico sobre ele e sua metodologia de projeto é bem definida.

Safonov, Laub e Hartmann (1981) apresentaram uma reinterpretação do controle LQG, mostrando que este nada mais é do que um caso específico da otimização H_2 (PAULA, 2013).

De acordo com Silva (2015) o controlador LQG consiste na combinação de um controle ótimo, chamado de LQR e um observador de estados conhecido como Filtro de Kalman.

O controlador LQR é caracterizado pela busca em minimizar uma função de custo que apresenta duas matrizes de ponderação, uma visando o gasto de energia (R) e a outra a dinâmica do sistema (Q). Essa metodologia tem como vantagem a característica de possuir margem de ganho situada entre 6 [dB] e ∞ [dB] e, margem de fase igual a 60° (LEWIS; SYRMOS, 1995), as quais são consideradas como boas propriedades garantidoras de robustez (em termos de margens de estabilidade). Entretanto, as desvantagens apresentadas são em relação à necessidade de que não haja ruídos e perturbações no sistema e acessibilidade do vetor de estados para medições para realimentação do sinal de controle (SILVA, 2015).

Já o Filtro de Kalman é um processo recursivo e eficiente de estimação de estados quando do acoplamento de ruídos tanto na entrada como na saída do sistema (SILVA, 2015).

Realizando então a combinação do controlador LQR com o Filtro de Kalman no controlador LQG, as desvantagens do LQR seriam superadas, e o Filtro de Kalman poderia estimar os estados para serem utilizados na realimentação da malha de controle, e ainda rejeitar os distúrbios inseridos no sistema (SILVA, 2015).

Sabe-se que, isoladamente, o Regulador LQR e o Filtro de Kalman possuem boas propriedades garantidas de robustez em termos de margens de estabilidade relativa (PAULA, 2013). No entanto, a solução fornecida pelo controle LQG, sob o ponto de vista do controle robusto, é inadequada. Isto deve-se ao fato de que as suposições acerca dos distúrbios de processo e ruídos serem modelados com propriedades gaussianas é, em alguns casos, irrealista (SKOGESTAD; POSTLETHWAITE, 2005).

Paula (2013) cita o trabalho de Doyle (1978) que mostrou que de fato, através de um contraexemplo, as margens de estabilidade relativa não são garantidas para qualquer controlador LQG.

Assim, é proposto o Princípio de Recuperação da Malha Objetivo (*Loop Transfer Recovery*, LTR), que de acordo com Pugliese (2015), foi desenvolvido originalmente por Kwakernaak (1969) e Doyle e Stein (1981) para o tempo contínuo. Da junção do controlador LQG com o Princípio de Recuperação da Malha Objetivo, surge o método LQG/LTR, que possibilita que as características de robustez do LQR ou do Filtro de Kalman sejam recuperadas na saída ou na entrada da planta através da manipulação de parâmetros (DOYLE; STEIN, 1979). Neste trabalho será usada a recuperação das características do Filtro de Kalman.

Além de fornecer boas características de robustez e sensibilidade devido à recuperação das propriedades do Filtro de Kalman, o Princípio de Recuperação da Malha Objetivo simplifica o procedimento de projeto LQG. O controle LQG/LTR requer apenas a especificação do par de matrizes do observador de estados, o que reduz consideravelmente o esforço de projeto (GUARACY; SILVA; FERREIRA, 2014).

Paula (2013) afirma que Princípio de Recuperação da Malha Objetivo é uma metodologia sistemática que tem sido utilizada e pesquisada desde sua proposição original e que suas principais vantagens consistem, mas não estão limitadas, em:

- Formação a critério do projetista: a metodologia fornece um procedimento formal para formatar (“dar forma”) a função de sensibilidade da malha objetivo (malha de controle que possui o desempenho desejado). Esta é uma propriedade desejável do ponto de vista de formatação da malha (*loop shaping*).
- Simplicidade do controlador: a ordem do controlador será igual ao número de estados da representação em variáveis de estado do sistema a ser controlado.
- Simplicidade do projeto: a essência do projeto do compensador, se existir para os parâmetros desejados, envolve a solução de duas equações algébricas matriciais, sendo que diversos pacotes computacionais possuem rotinas que

resolvem tais equações. Também ressalta-se a quantidade reduzida de parâmetros envolvidos na sintonia do controlador. (PAULA, 2013, p. 20)

Em contrapartida das vantagens, as principais desvantagens do Princípio de Recuperação da Malha Objetivo são que em sua proposição original, plantas subatuadas ou de fase não-mínimo não são contempladas, além da falta de um procedimento com parâmetro livre para formatar também o rastreamento e a possibilidade dos ganhos encontrados serem muito altos (PAULA, 2013).

Para o pleno entendimento do procedimento de projeto do controlador LQG/LTR uma breve revisão sobre a estrutura de um sistema de controle deve ser realizada. Será abordada a estrutura de um sistema de controle multivariável em realimentação negativa. Por mais que o sistema deste trabalho seja um sistema SISO (uma entrada e uma saída – *single input, single output*) essa abordagem foi escolhida por ser mais genérica, podendo ser aplicada também para outros sistemas.

As teorias explicitadas a seguir foram baseadas nos trabalhos de Paula (2013), Doyle e Stein (1981) e Athans (1986).

Considere o diagrama de blocos genérico de uma malha de controle com realimentação negativa e unitária, representado pela Figura 12.

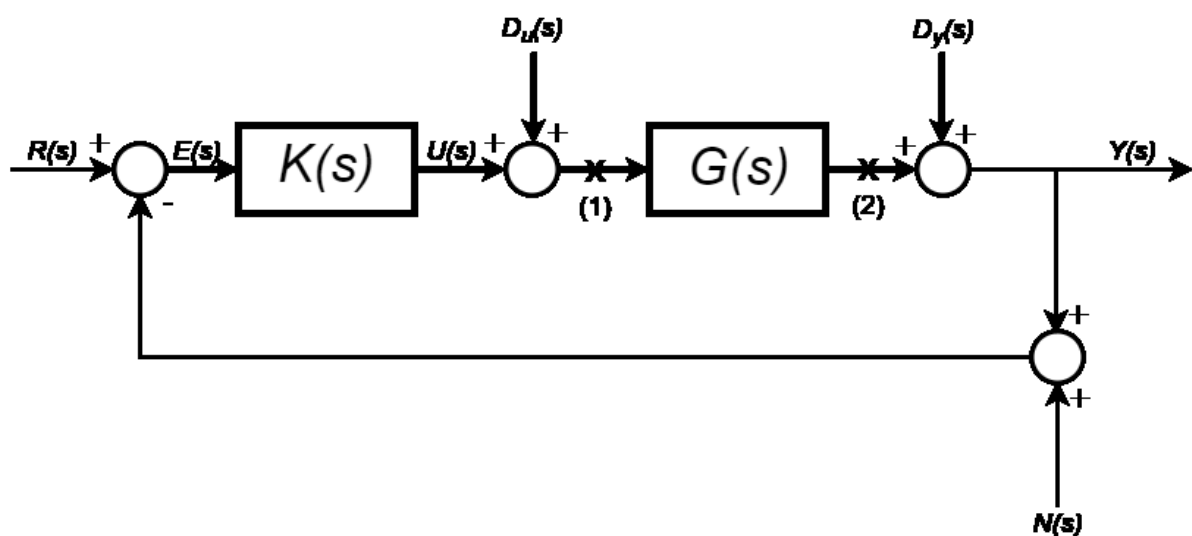


Figura 12 - Diagrama de blocos de um sistema de controle genérico.

Fonte: Adaptado de Paula (2013).

$G(s) \in \mathbb{C}^{m \times m}$ representa a matriz de transferência (matriz de funções de transferência) da planta a ser controlada. Neste trabalho assume-se que a planta é linear, invariante no tempo e de dimensão finita, LITDF (no caso, a planta possui dimensão m , onde $m \in \mathbb{N}^*$);

$K(s) \in \mathbb{C}^{m \times m}$ é a matriz de transferência do controlador com dimensão m ;

$R(s) \in \mathbb{C}^m$ representa o vetor de entradas de referência;

$E(s) \in \mathbb{C}^m$ é o vetor de erros de rastreamento;

$U(s) \in \mathbb{C}^m$ representa o vetor de entradas da planta (entradas de comando);

$Y(s) \in \mathbb{C}^m$ é o vetor de saídas da planta (saídas a serem controladas);

$D_u(s) \in \mathbb{C}^m$ representa o vetor de distúrbios refletidos nas entradas da planta;

$D_y(s) \in \mathbb{C}^m$ é o vetor de distúrbios refletidos nas saídas da planta;

$N(s) \in \mathbb{C}^m$ é o vetor de ruídos de medição.

Como já mencionado, considerou-se que a planta é multivariável, de múltiplas entradas e múltiplas saídas (*multiple input, multiple output* – MIMO). Além disso, deve-se assumir que a planta é quadrada, possuindo o mesmo número m de entradas e saídas. Caso a planta seja monovariável, as matrizes e vetores anteriormente descritos dimensionalmente tornam-se escalares.

Se a malha de controle for aberta no ponto (2) indicado na Figura 12, ou seja, na saída da planta, pelo Teorema da Superposição, tem-se a seguinte matriz de transferência da malha aberta $L_o(s)$, conhecida como matriz de transferência vista pela saída, dada pela seguinte equação:

$$L_o(s) \triangleq G(s)K(s) \quad (21)$$

Ao se abrir a malha no ponto (1) indicado na Figura 12, agora na entrada da planta, tem-se a matriz de transferência vista pela entrada, $L_I(s)$, dada por:

$$L_I(s) \triangleq K(s)G(s) \quad (22)$$

As matrizes $L_I(s)$ e $L_o(s)$ são usadas na definição de algumas matrizes de transferência em malha fechada, como por exemplo a matriz de transferência de sensibilidade.

A sensibilidade de um sistema de controle a variações de parâmetros é de fundamental importância. Uma vantagem principal dos sistemas de controle com retroação a malha fechada é sua capacidade de reduzir a sensibilidade do sistema.

A sensibilidade do sistema é definida pela relação entre a variação percentual na função de transferência do sistema pela relação percentual da função de transferência do processo. A função de transferência do sistema é:

$$P(s) = \frac{Y(s)}{R(s)} \quad (23)$$

E, por conseguinte, a sensibilidade é definida como:

$$S(s) = \frac{\Delta P(s)/P(s)}{\Delta G(s)/G(s)} \quad (24)$$

Algumas matrizes de transferência em malha fechada que podem utilizar as matrizes $L_I(s)$ e $L_O(s)$ para serem definidas são mostradas a seguir:

- Matriz de transferência sensibilidade na saída:

$$S_O(s) \triangleq (I + L_O(s))^{-1} \quad (25)$$

- Matriz de transferência rastreamento na saída:

$$T_O(s) \triangleq L_O(s)(I + L_O(s))^{-1} = (I + L_O(s))^{-1}L_O(s) \quad (26)$$

- Matriz de transferência sensibilidade na entrada:

$$S_I(s) \triangleq (I + L_I(s))^{-1} \quad (27)$$

- Matriz de transferência rastreamento na entrada:

$$T_I(s) \triangleq L_I(s)(I + L_I(s))^{-1} = (I + L_I(s))^{-1}L_I(s) \quad (28)$$

Uma relação fundamental entre as matrizes de transferência de malha fechada é dada por:

$$S_o(s) + T_o(s) = I \quad (29)$$

$$S_I(s) + T_I(s) = I \quad (30)$$

Assim, os sinais internos à malha da Figura 12, em função dos sinais externos (forçantes) a ela, são dados por:

$$E(s) = S_o(s)(R(s) - D_y(s) - N(s) - G(s)D_u(s)) \quad (31)$$

$$Y(s) = T_o(s)(R(s) - N(s)) + S_o(s)D_y(s) + G(s)S_I(s)D_u(s) \quad (32)$$

$$U(s) = K(s)S_o(s)(R(s) - D_y(s) - N(s)) - T_I(s)D_u(s) \quad (33)$$

De acordo com as Equações (31) a (33), vê-se que o projeto do compensador K de forma a atender os requisitos de estabilidade, desempenho e robustez, busca objetivos conflitantes: a especificação de uma determinada matriz de transferência em malha fechada de forma a minimizar os efeitos de um determinado sinal forçante pode levar à especificação de outra matriz de transferência em malha fechada que irá maximizar o efeito de outro sinal forçante. Felizmente, os sinais forçantes externos à malha, em geral, possuem magnitude relevante em faixas de frequências distintas. Desta forma, o objetivo é projetar cada matriz de transferência em malha fechada na faixa de frequência na qual a perturbação externa relacionada diretamente a ela é mais crítica (PAULA, 2013).

Este processo é conhecido como formatação de matrizes de transferência em malha fechada na frequência, um conceito mais amplo do já tradicional conceito de formatação da malha na frequência (*frequency loop shaping*) empregado em sistemas SISO. Quando outra ou outras matrizes de transferência em malha fechada são levadas em consideração, além da sensibilidade no projeto do compensador, dá-se o nome de problema de sensibilidade mista, como os problemas de sensibilidade mista S/KS (sensibilidade e energia gasta pelo controle) e S/T (sensibilidade e rastreamento) (PAULA, 2013).

O conceito de valores singulares será utilizado para quantificar a magnitude de matrizes. Dada uma matriz $G \in \mathbb{C}^m$, o funcional “i-ésimo valor singular” de G é definido como:

$$\sigma_i[G] \triangleq \sqrt{\lambda_i[G^*G]} \quad (34)$$

Sendo que $\lambda_i[\cdot]$ denota o i -ésimo autovalor de uma matriz. Se G é quadrada, então o funcional i -ésimo valor singular também pode ser dado por:

$$\sigma_i[G] \triangleq \sqrt{\lambda_i[GG^*]} \quad (35)$$

O maior valor singular $\sigma_{\max}[G]$ (ou $\bar{\sigma}[G]$) é definido como:

$$\sigma_{\max}[G] \triangleq \sqrt{\lambda_{\max}[G^*G]} \quad (36)$$

na qual $\lambda_{\max}[\cdot]$ denota o maior autovalor (em módulo) de uma matriz.

O menor valor singular $\sigma_{\min}[G]$ (ou $\underline{\sigma}[G]$) é definido como:

$$\sigma_{\min}[G] \triangleq \sqrt{\lambda_{\min}[G^*G]} \quad (37)$$

na qual $\lambda_{\min}[\cdot]$ denota o menor autovalor (em módulo) de uma matriz.

Paula (2013) explica que o conceito de valores singulares é antigo, no entanto sua extensão para quantificar matrizes no contexto da teoria de controle multivariável e robusto foi proposto por Doyle e Stein (1981) e de acordo com Cruz (1996) sua popularidade e aceitação se justifica uma vez que o funcional “maior valor singular” pode ser considerado uma norma, isto é, possui as seguintes propriedades:

$$\sigma_{\max}[G] \geq 0 \quad (38)$$

$$\sigma_{\max}[G] = 0 \Leftrightarrow G = 0 \quad (39)$$

$$\sigma_{\max}[\alpha G] = |\alpha| \sigma_{\max}[G], \forall \alpha \in \mathbb{C} \quad (40)$$

$$\sigma_{\max}[G + H] \leq \sigma_{\max}[G] + \sigma_{\max}[H] \quad (41)$$

$$\sigma_{\max}[G^{-1}] = \frac{1}{\sigma_{\min}[G]} \quad (42)$$

Os parâmetros de um controlador devem ser escolhidos de maneira que a malha $L(s) = G(s)K(s)$ apresente as características desejadas. A formatação da malha (*loop shaping*) é uma abordagem para a escolha dos parâmetros no projeto de controladores.

Classicamente, em sistemas SISO, a formatação da malha está relacionada à magnitude de $L(s)$ em função da frequência, ou seja, $|L(j\omega)| = |G(j\omega)K(j\omega)|$ (PAULA, 2013).

Por simplificação, denotando-se $S_o(s)$ por $S(s)$ e $T_o(s)$ por $T(s)$, e tomando-se a equação da saída da Figura 12, supondo que todos os distúrbios estão refletidos na saída ($D_u(s) = 0$), tem-se que:

$$Y(s) = T(s)R(s) + S(s)D_y(s) - T(s)N(s) \quad (43)$$

Deseja-se que o erro entre a entrada R e a saída Y seja nulo, ou seja, $Y = R$, também é desejável que a saída rejeite os distúrbios. Esses fatos ocorrem se $T(s) \rightarrow 1$ e $S(s) \rightarrow 0$. Uma vez que:

$$S(s) + T(s) = 1 \quad (44)$$

Então, se a magnitude de $L(s)$ for grande, a magnitude de $S(s)$ será pequena e a magnitude de $T(s)$ será próxima a unidade. No entanto, se a magnitude de $T(s)$ é próxima a unidade, isto significa que na saída aparecerá não só a referência R , mas também o ruído N . Para que o ruído N não apareça na saída, é necessário que $T(s) \rightarrow 0$, ou seja, a magnitude de $L(s)$ seja pequena. Felizmente, as frequências nas quais a magnitude de $L(s)$ deve ser feita grande ou pequena são diferentes. Em geral, as entradas de comando e os distúrbios são sinais característicos de baixas frequências, enquanto que os ruídos são sinais característicos de altas frequências (PAULA, 2013).

No *loop shaping* clássico SISO a “forma” desejada da malha aberta $L(s)$ afeta diretamente o controlador $K(s)$, uma vez que $L(s) = G(s)K(s)$, e reciprocamente $K(s)$ afeta $L(s)$. Entretanto, nesta abordagem não são considerados diretamente as funções de malha fechada $S(s)$ e $T(s)$, que são as que determinam na realidade a resposta final como visto. Nos limites da magnitude de $L(s)$, ou seja, magnitude de $L(s)$ muito grande ou muito pequena, as seguintes aproximações são válidas (SKOGESTAD e POSTLETHWAITE 2005):

$$|L(j\omega)| \gg 1 \Rightarrow S(j\omega) \approx L^{-1}(j\omega) \text{ e } T(j\omega) \approx 1 \quad (45)$$

$$|L(j\omega)| \ll 1 \Rightarrow S(j\omega) \approx 1 \text{ e } T(j\omega) \approx L(j\omega) \quad (46)$$

Segundo Paula (2013) nas frequências onde a magnitude de $L(s)$ é intermediária, as magnitudes de $S(s)$ e $T(s)$ não podem ser inferidas a partir da magnitude de $L(s)$. Uma estratégia para isso é formatar diretamente às funções de malha fechada e não à malha aberta $L(s)$. A sensibilidade é uma das matrizes (ou funções) frequentemente escolhidas, pois muitos dos problemas de controle desejados envolvem rastreamento de referências ou rejeição a distúrbios, sinais as quais a sensibilidade está diretamente relacionada. Logo, o processo em geral envolve escolher uma função de ponderação $W_p(s)$, que será definida posteriormente, de forma que:

$$|S(j\omega)| < \frac{1}{|W_p(j\omega)|}, \quad \omega \in [0, \infty) \quad (47)$$

No entanto, em muitos problemas de controle a serem considerados, formatar somente à sensibilidade não é suficiente, pois outros requisitos como *overshoot*, diminuição da taxa de atenuação em altas frequências ou limitação na magnitude dos sinais de controle podem ser desejados. Os dois primeiros estão relacionados com a função $T(s)$, enquanto que o último com a função $K(s)S(s)$ (PAULA, 2013).

Portanto, neste trabalho a abordagem utilizada para o projeto do controlador é o *loop shaping* de funções (matrizes) de malha fechada. Para isso, considere o seguinte sistema dinâmico LITDF, uma planta de processo própria, descrito através do seguinte modelo em variáveis de estado:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= Ax + Bu + Lw_x \\ z_x &= Hx \\ z_u &= \rho Iu \\ y &= Cx + \mu Iw_y \end{aligned} \quad (48)$$

nas quais:

$x \in \mathbb{R}^n$ é o vetor de estados do sistema;

$y \in \mathbb{R}^m$ é o vetor das saídas medidas;

$u \in \mathbb{R}^p$ é o vetor de entradas de comando da planta;

$w_x \in \mathbb{R}^p$ é o vetor de perturbações refletidas nos estados do sistema;

$w_y \in \mathbb{R}^m$ é o vetor de perturbações refletidas nas saídas medidas;

$z_x \in \mathbb{R}^m$ é um vetor de saídas auxiliares relacionadas aos estados do sistema;

$z_u \in \mathbb{R}^p$ é um vetor de saídas auxiliares relacionadas às entradas da planta.

As matrizes $L \in \mathbb{R}^{n \times p}$ e $H \in \mathbb{R}^{m \times n}$ e os escalares $\rho \in \mathbb{R}$ e $\mu \in \mathbb{R}$ serão definidos posteriormente.

Será considerado que as matrizes identidade em (48) possuem dimensão compatível. As matrizes $A \in \mathbb{R}^{n \times n}$, $B \in \mathbb{R}^{n \times p}$ e $C \in \mathbb{R}^{m \times n}$ formam uma representação em variáveis de estado do que é usualmente conhecido como planta de processo G , dada por:

$$G := \left[\begin{array}{c|c} A & B \\ \hline C & 0 \end{array} \right] = C\Phi(s)B \quad (49)$$

sendo:

$$\Phi(s) = (sI - A)^{-1} \quad (50)$$

O par de matrizes (A, B) e (A, C) são, respectivamente, controlável e observável.

Uma vez que a planta considerada em (48) e (49) contém todas as informações do sistema, ou seja, a planta de processo $G(s)$, os parâmetros de ponderação e os distúrbios e ruídos, ela é chamada de planta generalizada.

Colocando-se a planta generalizada em uma forma matricial mais conveniente, tem-se:

$$\left[\begin{array}{c} \vdots \\ \overline{z_x} \\ \overline{z_u} \\ \dots \\ y \end{array} \right] = P \left[\begin{array}{c} \overline{w_x} \\ \overline{w_y} \\ \dots \\ u \end{array} \right] \quad (51)$$

Sendo:

$$P := \left[\begin{array}{c|cc|c} A & L & 0 & B \\ \hline H & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \rho I \\ \hline C & 0 & \mu I & 0 \end{array} \right] \quad (52)$$

Segundo Paula (2013), a planta generalizada P descrita em (52) tem uma estrutura particularmente muito adequada e comum para a formulação dos problemas de controle em geral, em especial o controle LQG e as sínteses H_2 e H_∞ , e sua estrutura é essencialmente a mesma descrita por Stein e Athans (1987).

Em aplicações típicas do controle LQG, sob o ponto de vista de controle ótimo estocástico, os parâmetros μ , ρ , L e H possuem interpretação física clara. A matriz H está correlacionada com a dinâmica da malha, o escalar ρ com o consumo de energia e L e μ estão correlacionados com propriedades estatísticas dos ruídos de processo e medição, respectivamente. A solução ótima fornece então os ganhos do regulador e do observador baseados na interpretação física dos parâmetros mencionados, como diminuir consumo de energia, atenuar ou eliminar ruídos brancos de processo e medição, entre outros (PAULA, 2013).

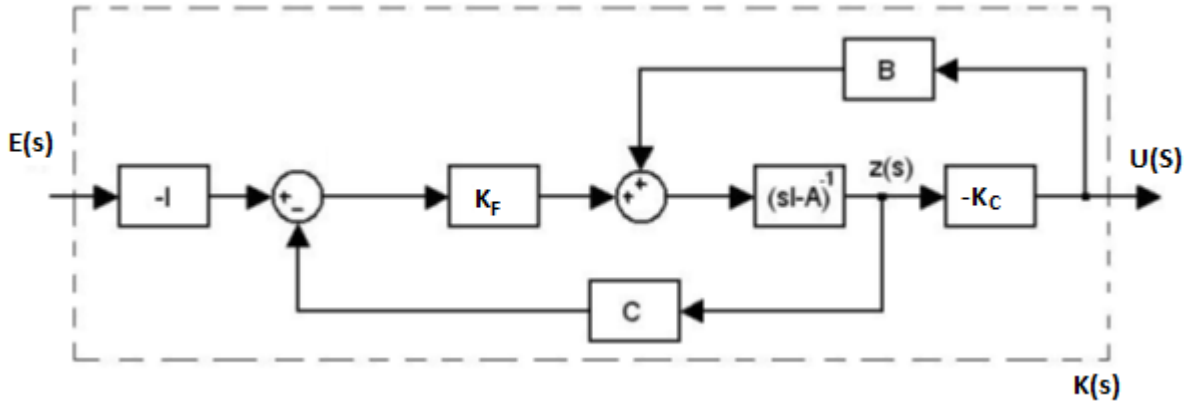
No entanto, do ponto de vista do projeto de controladores baseados na formatação da malha objetivo, tais parâmetros são tratados como parâmetros livres de projeto sem interpretação física, como um meio para um fim (PAULA, 2013). No controlador LQG/LTR tais parâmetros serão designados com o objetivo de formatar as matrizes de transferência em malha fechada no domínio da frequência, sendo neste caso as matrizes de sensibilidade $S(s)$ e rastreamento $T(s)$ no domínio da frequência.

A partir das definições apresentadas até o momento, é possível apresentar a metodologia de projeto LQG/LTR proposta por Stein e Athans (1987), com foco nas propriedades de *loop shaping* para a sensibilidade mista S/T .

Assim, considerando a planta descrita em (48), a matriz de transferência do controlador LQG aplicado à esta planta, com o diagrama de blocos apresentado na Figura 13, é dada por:

$$K(s) = K_c(sI - A + BK_c + K_F C)^{-1} K_F \quad (53)$$

Figura 13 - Diagrama de blocos do controlador LQG



Fonte: Adaptado de Maia Júnior (2007)

Pelo princípio da separação, o problema LQG pode ser dividido entre o problema determinístico de regulação LQR e o problema estocástico do FK. Dessa forma é possível determinar as matrizes K_C e K_F como sendo:

$$K_C = \rho^{-2} B^T X \quad (54)$$

$$K_F = \mu^{-2} Y C^T \quad (55)$$

As matrizes simétricas X e Y são, respectivamente, as soluções das seguintes equações conhecidas como Equações Algébricas de Riccati (EAR), dadas por:

$$A^T X + X A - \rho^{-2} X B B^T X + H^T H = 0 \quad (56)$$

$$Y A^T + A Y - \mu^{-2} Y C^T C Y + L L^T = 0 \quad (57)$$

O controlador LQG existe, e é único, se as matrizes X e Y forem positivas semidefinidas e se os pares (A,B) e (A,L) forem controláveis e os pares (C,A) e (H,A) forem observáveis.

De acordo com Paula (2013), Kwakernaak e Sivan (1972) motivados a estudar qual era a “máxima precisão alcançável” de reguladores lineares ótimos sem limitação na entrada ($\rho \rightarrow 0^+$), mostraram que, para um sistema dinâmico LITDF com função de custo quadrática do tipo:

$$0 \leq \min_u \int_0^\infty (z_x^T z_x + \rho u^T u) dt = x^T(0) X x(0) \quad (58)$$

o custo tende a zero para qualquer $x(0)$ quando ρ tende a zero pela direita se $\dim(z_x) = \dim(u)$ e $H\Phi(s)B$ não possui zeros de transmissão no semiplano direito. A este fato os autores dão o nome de “regulação perfeita”, e quando isto ocorre:

$$\lim_{\rho \rightarrow 0^+} X = 0 \quad (59)$$

É a partir deste comportamento assintótico, da solução da EAR para o regulador de estados LQG, que surgiu a teoria do Princípio de Recuperação da Malha Objetivo, LTR, comentado anteriormente. O Princípio LTR diz que, quando ρ tende a zero pela direita e o parâmetro de projeto H for feito igual a C , o controlador em (53) tende a:

$$\lim_{\rho \rightarrow 0^+} K(s) = (C\Phi(s)B)^{-1} C\Phi(s) K_F \quad (60)$$

Desta forma, a matriz $L_O(s)$ tende a:

$$\lim_{\rho \rightarrow 0^+} G(s)K(s) = C\Phi(s)K_F \quad (61)$$

Ou seja, a matriz $L_O(s)$ é a própria matriz de transferência do observador de estados (Filtro de Kalman), podendo-se afirmar que houve a recuperação da matriz de transferência da malha aberta, a qual é o Filtro de Kalman. Essa recuperação é interessante, uma vez que o Filtro de Kalman possui boas propriedades de robustez na saída da planta. Assim, esse procedimento é conhecido como LTR pela saída.

A condição para a ocorrência do Princípio de Recuperação da Malha Objetivo (pela saída) é que o controlador LQG exista e que $\rho \rightarrow 0^+, H = C$ e que a planta $G(s)$ seja quadrada e não possua zeros de transmissão no SPD.

Similar ao LTR pela saída, também existe o procedimento LTR pela entrada que é um procedimento dual do LTR pela saída, sendo que se $\mu \rightarrow 0^+, L = B$ e $G(s)$ não possuindo zeros de transmissão no SPD, recupera-se a seguinte matriz de transferência de malha aberta $L_I(s)$:

$$\lim_{\mu \rightarrow 0^+} K(s)G(s) = K_C\Phi(s)B \quad (62)$$

Ou seja, a matriz $L_I(s)$ é a de transferência do LQR.

A EAR em (57) pode ser vista no domínio da frequência da seguinte forma:

$$(I + C\Phi(j\omega)K_F)(I + C\Phi(j\omega)K_F)^* = I + \mu^{-2}C\Phi(j\omega)L(C\Phi(j\omega)L)^* \quad (63)$$

Como uma consequência de (61) e (63), as seguintes propriedades de *loop shaping* em termos de sensibilidade mista S/T para o LTR pela saída podem ser obtidas:

$$\lim_{\rho \rightarrow 0^+} \sigma_{\max}(S_O(j\omega)) \leq 1 \quad (64)$$

$$\lim_{\rho \rightarrow 0^+} \sigma_{\max}(T_O(j\omega)) \leq 2 \quad (65)$$

$$\lim_{\rho \rightarrow 0^+} \sigma_{\max}(S_O(j\omega)) \leq \mu \sigma_{\max}[(C\Phi(j\omega)L)^{-1}] \quad (66)$$

$$\lim_{\rho \rightarrow 0^+} \sigma_{\max}(T_O(j\omega)) \leq \sigma_{\max}(C\Phi(j\omega)K_F) \quad (67)$$

As equações (64) e (65) mostram que a sensibilidade e o rastreamento nunca se tornam muito grandes e os máximos valores singulares estão limitados por, respectivamente, 1 e 2. Entretanto, em algumas frequências é desejado que o máximo valor singular seja ainda menor. Para a sensibilidade é possível designar os parâmetros livres de projeto L e μ e contar com a restrição de (66), entretanto para o rastreamento nenhum parâmetro livre de projeto adicional, além de L e μ , pode ser utilizado e é necessário contar apenas com a restrição (67) imposta pelo ganho K_F , que depende de L e μ . Se for priorizado o rastreamento na escolha de L e μ , através de K_F , a sensibilidade ficará então amarrada a estes parâmetros (PAULA, 2013).

Este é o procedimento usual de *loop shaping* aplicado ao controle LQG/LTR: formatar a malha objetivo, através de L e μ , e então obter a recuperação da malha objetivo, com $H = C$ e $\rho \rightarrow 0$. Os parâmetros de projeto são L, H, μ e ρ , designados em total dedicação à formatação e recuperação da malha objetivo.

Com a apresentação da teoria generalizada para o procedimento de projeto do controlador LQG/LTR, é possível apresentar os critérios e considerações específicas para o projeto do controlador para o sistema desta tese.

Foi visto que para aplicar o princípio LTR o sistema deve ser de fase mínima, entretanto, como o modelo real por suas características não é de fase mínima, este não atenderia diretamente os requisitos para utilização do controlador LQG/LTR, sendo necessário utilizar assim o modelo nominal simplificado que atende os requisitos, tratando as diferenças entre os modelos real e nominal como as incertezas entre os modelos, realizando o

projeto de controle de modo que a robustez do sistema garanta estabilidade para qualquer variação entre a faixa de incerteza utilizada.

A partir de G_N e G_R é possível modelar as incertezas do modelo. As incertezas podem ser aditivas W_A ou multiplicativas W_M . Tais incertezas traduzem-se em adicionar os modelos das incertezas à planta nominal, G_N , a fim de limitar uma classe de possíveis plantas reais compreendidas dentro de um certo intervalo para qual o controle poderá ser efetivo. Para incertezas aditivas o intervalo é de $G_N \pm W_A$ e para incertezas multiplicativas $G_N^*(\pm W_M)$. As incertezas aditivas e multiplicativas podem ser expressas por:

$$W_A = G_R - G_N \quad (68)$$

$$W_M = (G_R - G_N)G_N^{-1} \quad (69)$$

Portanto:

$$W_A = W_M G_N \quad (70)$$

O projeto do controlador, conforme evidenciado no início dessa seção, deve atender critérios de desempenho, estabilidade e robustez.

Para um bom desempenho nominal do sistema, é oportuno garantir que a sensibilidade seja limitada para qualquer direção dos vetores de entrada. Através das propriedades de *Loop Shaping* é possível modelar a resposta em frequência do sistema de controle, de modo a garantir que os parâmetros de desempenho sejam cumpridos. Dessa forma é definido o parâmetro de desempenho W_p de (47), que formatará a limitante para a curva de sensibilidade do sistema, para assim analisar se o mesmo atende os requisitos de desempenho de acordo com Stein e Athans, (1987) e Cruz (1996) dado por:

$$\bar{\sigma}(S(j\omega)) < \frac{1}{\bar{\sigma}(W_p(j\omega))}, \forall \omega \quad (71)$$

Sendo W_p , segundo Stein e Athans, (1987), dado por:

$$W_p = \mu \bar{\sigma}[C\Phi(j\omega)L] \quad (72)$$

Através de (71) tem-se que o sistema apresentará desempenho nominal se para todas as frequências, a curva de sensibilidade estiver abaixo da curva limite.

Pelo teorema do Ganho Pequeno, um sistema $L(s)$ estável em malha aberta será estável em malha fechada se:

$$\|L(j\omega)\| < 1, \forall \omega \quad (73)$$

Para que o sistema possua estabilidade robusta, o mesmo deve ser estável para todas as variações no modelo, desde a planta nominal até o pior caso de modelagem das variações especificadas W_A ou W_M para a planta.

Para a análise baseada na incerteza aditiva W_A , a partir de (21) e (73) o critério de verificação depende explicitamente do controlador, que é o objetivo do projeto e não de uma especificação a ser considerada, o que pode ser visto a seguir:

$$\bar{\sigma}(KS(j\omega)) < \frac{1}{\bar{\sigma}(W_A(j\omega))}, \forall \omega \quad (74)$$

Portanto, para a análise da estabilidade robusta, é mais conveniente se basear na incerteza multiplicativa W_M , que de acordo com Cruz (1996) resulta no critério a seguir:

$$\bar{\sigma}(T(j\omega)) < \frac{1}{\bar{\sigma}(W_M(j\omega))}, \forall \omega \quad (75)$$

Através da equação (75), o sistema em malha fechada apresentará estabilidade robusta se para todas as frequências, a curva de rastreamento estiver abaixo da curva limite formada pelo inverso dos valores singulares da incerteza multiplicativa.

Para que o sistema possua desempenho robusto, o mesmo deve cumprir a especificação de desempenho nominal W_P para todas as variações no modelo, desde a planta nominal até o pior caso de modelagem das variações W_A ou W_M . Assim, o sistema controlado deve cumprir o seguinte critério, segundo Cruz (1996):

$$\bar{\sigma}(S_R(j\omega)) < \frac{1}{\bar{\sigma}(W_P(j\omega))}, \forall \omega \quad (76)$$

Através da equação (76), tem-se que para todas as frequências, a curva de sensibilidade de G_R deve estar abaixo da curva limite formada pelo inverso dos valores singulares do critério de desempenho.

Modelando as incertezas apenas como multiplicativas a fim de que não se carregue o controlador nas especificações de desempenho e estabilidade, tem-se que:

$$S_R(j\omega) = S(j\omega)[I + W_M(j\omega)T(j\omega)]^{-1} \quad (77)$$

$$\bar{\sigma}(W_P(j\omega)S(j\omega)[I + W_M(j\omega)T(j\omega)]^{-1}) < 1, \forall \omega \quad (78)$$

Resultando em:

$$\frac{\bar{\sigma}(W_P S)}{1 - \bar{\sigma}(W_M T)} < 1 \quad (79)$$

A desigualdade (79) é conhecida como Condição de Desempenho Robusto.

Segundo Cruz (1996), matematicamente, ao associar incertezas ao modelo nominal do sistema, há a degradação do seu desempenho, mesmo com a garantia da estabilidade robusta para as variações modeladas. Ou seja, garantir a estabilidade robusta não significa garantir que o sistema cumprirá os requisitos de desempenho exigidos ao projeto de uma malha de controle.

Portanto, para o projeto do controlador LQG/LTR é necessário a definição dos parâmetros L , μ e ρ , os dois primeiros para obtenção da malha objetivo e o ultimo para a recuperação da malha. Quanto mais próximo de zero o parâmetro ρ estiver, melhor a recuperação do Filtro de Kalman, desta forma ρ é diminuído até um valor onde a partir dele não haja melhora significativa da recuperação da malha objetivo.

Outro ponto importante é que o controlador LQG/LTR garante estabilidade e pode garantir desempenho, mas não garante erro de regime nulo. Para solucionar tal problema é adicionado um polo na origem no modelo nominal, G_N , através da expansão por polos na origem na representação do sistema em variáveis de estado. Por facilidade na implementação do sistema de controle, o polo na origem será adicionado ao controlador obtido.

Assim, ao final desta seção, tem-se todos os critérios e definições para o projeto do controlador LQG/LTR. É válido lembrar que o sistema objeto de estudo desta tese é um

sistema SISO, enquanto que a teoria apresentada foi abordada de forma genérica para sistemas MIMO, podendo-se aplicá-la, portanto, a qualquer tipo de sistema.

5 METODOLOGIA

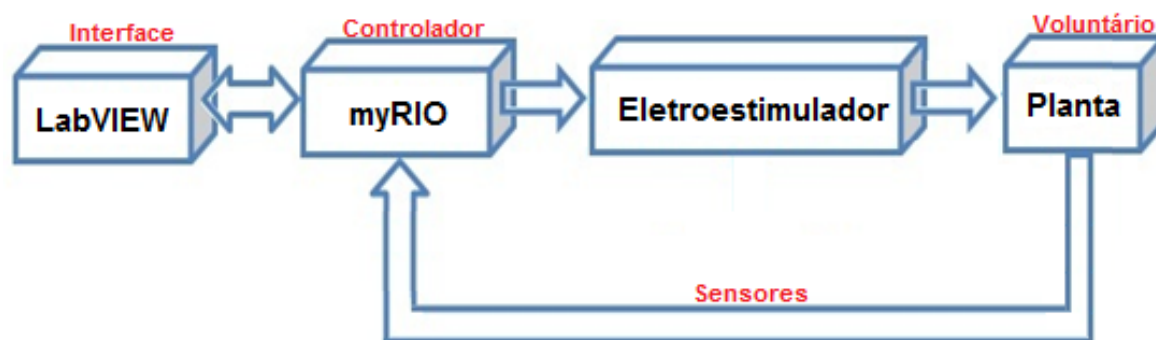
5.1 PLATAFORMA DE TESTE

O projeto foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica (LIEB) do Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, UNESP, Campus Ilha Solteira, sob orientação do Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho.

Os testes realizados com voluntários foram autorizados e aprovados por meio do parecer favorável 775.310 do projeto de pesquisa CAAE 15283613.0.0000.5402 intitulado “Equipamentos para promoção de melhor qualidade de vida de pessoas com deficiência motora”, emitido pelo Conselho Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP), em que o autor deste trabalho é um dos pesquisadores vinculados.

Para o desenvolvimento deste trabalho foi utilizada uma plataforma de testes cujo diagrama de blocos está ilustrado na Figura 14.

Figura 14 - Diagrama de blocos da plataforma para aplicação de FES com controle em malha fechada da posição da perna.



Fonte: Elaboração própria.

A plataforma de testes deve incluir 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.

A plataforma é composta por:

- 1 Eletrogoniômetro Lynx;
- 1 Giroscópio Pitch em Roll LPR510AL da ST Microelectronics;
- 2 Acelerômetros tri-axiais MMA7341 da Freescale;
- Cadeira Instrumentada;
- myRIO da National Instruments;
- Software de integração da plataforma desenvolvido em LabVIEW 2013;
- Estimulador elétrico neuromuscular;

O eletrogoniômetro foi utilizado para monitorar a posição angular da perna. Este dispositivo produz um sinal elétrico proporcional ao ângulo entre suas duas hastes, internamente trata-se de um divisor de tensão com uma resistência fixa e outra variável.

A obtenção da equação que relaciona a variação de tensão do eletrogoniômetro com a variação angular das hastes foi realizada fixando uma haste em uma base fixa e a outra no eixo de um motor de passo. Cada passo do motor em questão variava 0.9° , desta forma obteve-se a variação de tensão correspondente a cada ângulo, iniciando em 20° e finalizando em 180° aproximadamente.

Apesar dos modelos matemáticos utilizados neste trabalho relacionarem a largura de pulso da FES com a posição angular da perna, a plataforma utilizada está apta a ser utilizada na implementação de modelos matemáticos que levem em consideração não só a posição, mas também a velocidade e aceleração angulares.

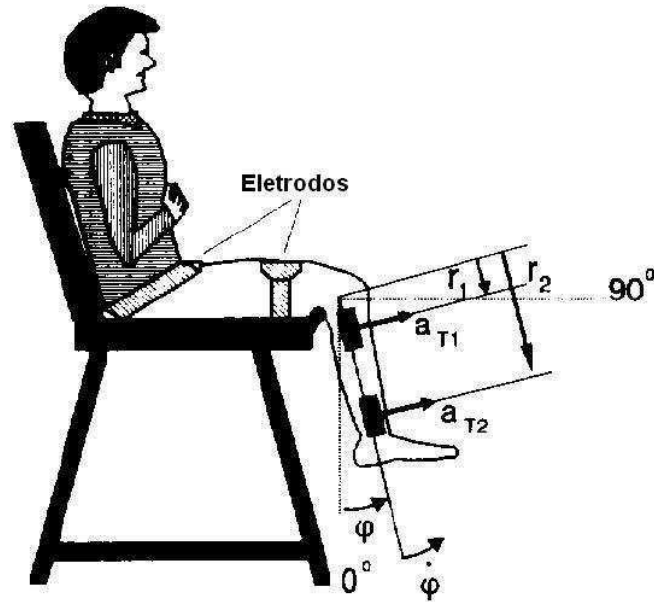
A velocidade angular foi monitorada através do uso de giroscópios modelo LPR510AL da ST Microelectronics. Esse modelo, de acordo com o catálogo do fabricante, possui uma tensão de saída, quando a velocidade é nula, igual a 1,23V, com sensibilidade de $2,5\text{mV}/^\circ/\text{s}$, ou seja, a cada variação de velocidade de $1^\circ/\text{s}$, a tensão de saída varia 2,5mV.

Os acelerômetros tri-axiais MMA7341 da Freescale foram utilizados para monitorar a aceleração angular dos movimentos da perna. Apenas o eixo X dos acelerômetros foi utilizado, e foram posicionados de forma que o eixo X possa medir aceleração tangente ao movimento de extensão da perna.

O uso de dois acelerômetros se justifica devido ao fato que o acelerômetro, mesmo parado, mede a aceleração gravitacional sobre os seus eixos. Utilizando-se dois acelerômetros, pode-se subtrair o valor da aceleração tangencial um do outro, eliminando

assim a componente estática indesejada. Uma ilustração do posicionamento dos acelerômetros pode ser vista na Figura 15.

Figura 15 - Ilustração do posicionamento dos acelerômetros.



Fonte: Franken et al. (1993).

A seguir está apresentado matematicamente como é obtido a aceleração angular:

$$\begin{aligned}
 \alpha_{t1} &= g * \text{sen}(\theta) + \alpha * r_1 \\
 \alpha_{t2} &= g * \text{sen}(\theta) + \alpha * r_2 \\
 \alpha &= \frac{(\alpha_{t1} - \alpha_{t2})}{(r_1 - r_2)}
 \end{aligned} \tag{80}$$

sendo α_{t1} a aceleração tangencial ao movimento em relação ao acelerômetro 1, α_{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 possuem sensibilidade de $\pm 3g$, ou seja, 440mV/g e na ausência de qualquer aceleração a tensão do acelerômetro deve ser 1,65V, de acordo com as especificações do fabricante.

A verificação das características 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.

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

Essa estrutura foi denominada de “Cadeira Instrumentada”, e pode ser vista na Figura 16 acomodando um voluntário.

Figura 16 - Cadeira Instrumentada.



Fonte: Sanches (2013).

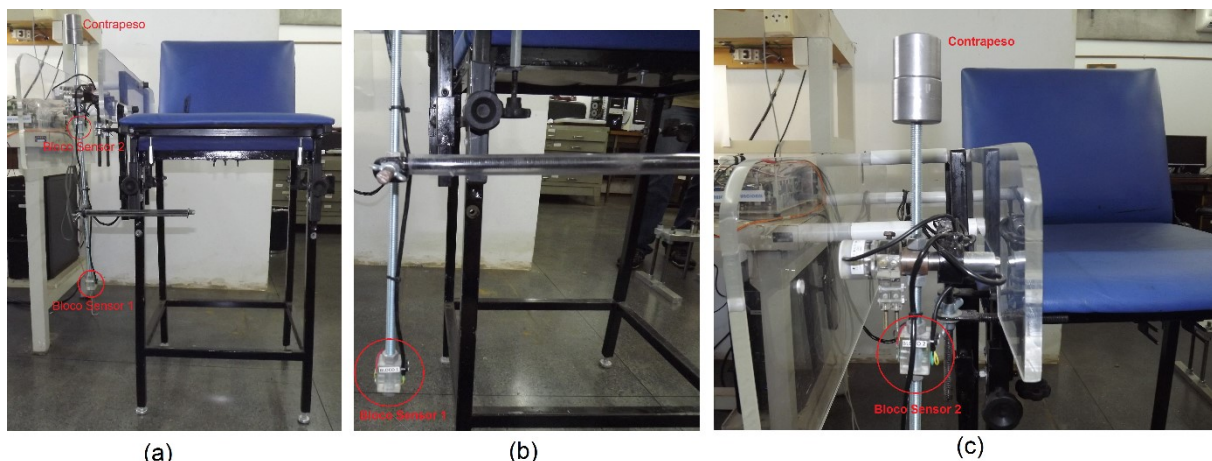
O eletrogoniômetro está fixado a duas barras reguláveis, pois cada indivíduo possui uma antropometria própria, justificando-se as regulagens. A barra horizontal fica sempre fixa na horizontal, paralela ao segmento ósseo da coxa, e a vertical irá movimentar sempre que o indivíduo movimentar o complexo canela-pé. A parte móvel fica paralela ao segmento ósseo da canela. O eixo de rotação do eletrogoniômetro fica alinhado com o eixo de rotação da barra.

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

Foi inserido um contrapeso para equilibrar as forças exercidas em ambos os lados da barra em relação ao eixo de rotação. Havendo este equilíbrio, a barra não exercerá, ou diminuirá significativamente, a força gravitacional da barra aplicada na canela. Foi utilizado rolamento entre a barra fixa e a móvel para diminuir a força de atrito.

Ao conjunto das duas barras com os sensores fixados e o contrapeso foi dado o nome de “barra instrumentada”. Uma foto dos blocos sensores e do contrapeso da barra instrumentada pode ser vista na Figura 17, sendo que na Figura 17(a) é possível visualizar a imagem aumentada do bloco sensor 1 e na Figura 17(b) está ampliado o bloco sensor 2 e o contrapeso.

Figura 17 - Barra Instrumentada. (a) Vista frontal da barra instrumentada. (b) Imagem aumentada do bloco sensor 1. (c) Imagem aumentada do bloco sensor 2 e contrapeso.



Fonte: Elaboração própria.

Em trabalhos anteriores do autor e do grupo, o gerenciamento de toda plataforma de testes era realizado por um uma placa de aquisição de dados PCIe6363 da National Instruments e um DSP TMDSDOCK28335 da Texas Instruments que se comunicam por uma interface em LabVIEW, também da National Instruments. Esses dispositivos foram substituídos por uma única plataforma, o myRIO-1900, da empresa National Instruments.

Desta forma, é possível embarcar o algoritmo do sistema, fazendo-se assim toda a aquisição de sinais e controle em um único *hardware*, evitando erros de comunicação e ruídos na transmissão do sinal, além de ter toda programação em um único *software*.

Outra grande vantagem é que toda a aquisição e processamento de dados é realizado em um dispositivo dedicado à essa função, sem ter que compartilhar processamento com outras tarefas, e a interface desenvolvida em LaBVIEW é utilizada apenas como supervisor,

com finalidades de envios de comandos e monitoramento de sinais, ou seja, o *hardware* de processamento não tem que se dividir com outras tarefas típicas de sistemas operacionais convencionais.

O myRIO-1900 consiste em um sistema embarcado com um processador de tempo real ARM® Cortex™-A9 dual-core, com entradas e saídas customizáveis do Xilinx FPGA (*Field Programmable Gate Array*), sendo que o FPGA e o processador de tempo real (PTR) se comunicam diretamente por um barramento próprio. A comunicação com o computador pode ser feita por conexão USB ou WI-FI. A tecnologia possibilita realizar melhorias na velocidade de execução, sincronismo, confiabilidade e flexibilidade do projeto.

O sistema desenvolvido com programação em LabVIEW 2013 para myRIO foi dividido em três algoritmos principais: tarefas de tempo crítico, sistema de controle em tempo real e sistema supervisor.

Para evitar atrasos de processamento, as tarefas de tempo crítico são executadas no chip FPGA Xilinx. Nesta instância encontra-se o algoritmo responsável por gerar o período de amostragem, captação dos sinais do sensor e gerar a forma de onda de eletroestimulação.

Por sua vez, o FPGA transfere os dados para a memória RAM do PTR, utilizando um buffer FIFO DMA (*First In First Out Direct Memory Access*), permitindo assim a realização dos cálculos necessários para a definição da largura de pulso da estimulação, seja em malha aberta ou fechada. Uma vez calculado, o PTR envia os dados calculados para o FPGA, que por sua vez gera a forma de onda de estimulação.

O *software* supervisor, também chamado de tela principal, mostra na tela de um computador, conectado no myRIO, os dados dos sensores, os parâmetros da forma de onda e possibilita a realização de algumas escolhas para a execução da aplicação da FES, dependendo da forma de operação, ou seja, se é em malha aberta ou malha fechada. As informações são transmitidas por uma “variável compartilhada”, e uma vez no computador podem ser armazenadas em disco e utilizadas posteriormente.

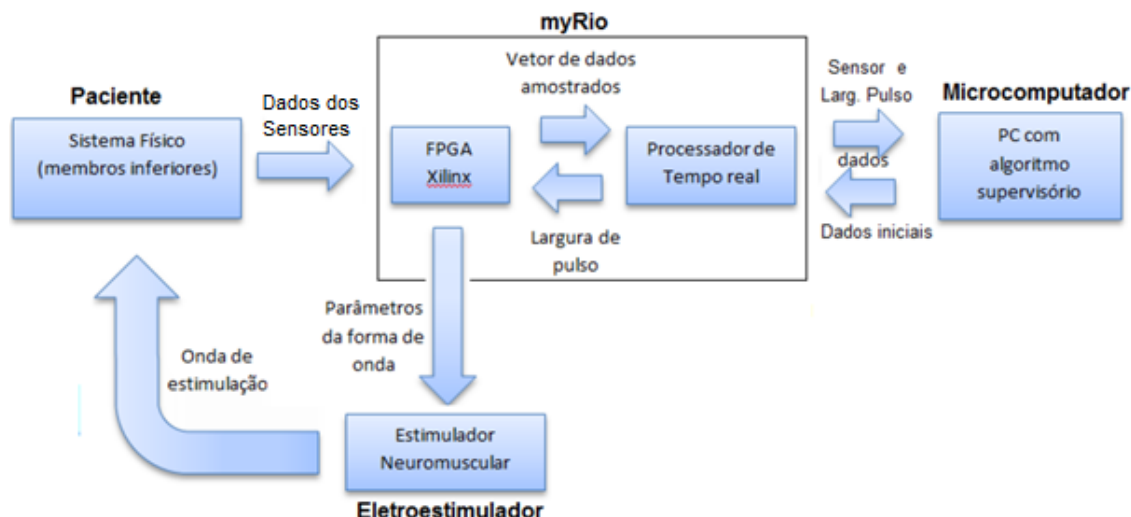
Na Figura 18 é mostrado o diagrama em blocos da arquitetura do sistema desenvolvido com o myRIO.

Pode-se escolher entre realizar a estimulação em malha aberta ou malha fechada. A aplicação em malha aberta é geralmente utilizada para fazer a identificação dos parâmetros da planta. Neste caso, escolhe-se manualmente o período de amostragem e a largura de pulso, e então se verifica qual foi o ângulo resultante.

No controle em malha fechada, a função de transferência do controlador é embarcada no PTR, e o ângulo de referência (*setpoint*) é escolhido na interface desenvolvida. O PTR,

com o controlador embarcado, calculará a largura de pulso a ser aplicada e a enviará para o FPGA.

Figura 18 - Diagrama em blocos da arquitetura do sistema desenvolvido com myRIO.



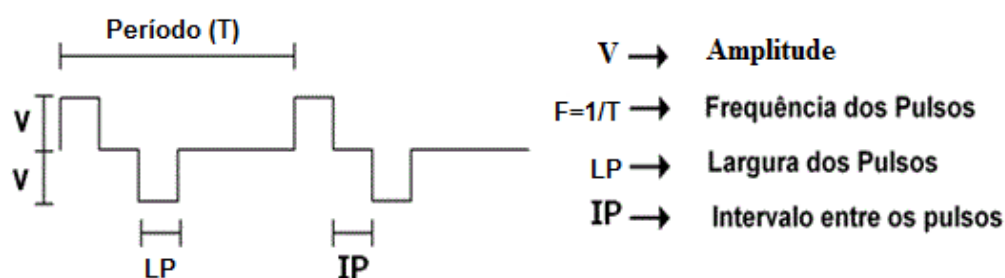
Fonte: Felão et al. (2015)

O Estimulador Elétrico Neuromuscular utilizado neste trabalho é composto por oito canais, com dois estágios: um formador de onda e outro de potência, desenvolvido nos trabalhos de Sanches (2013) e Junqueira (2013).

O estágio formador de onda é responsável por receber os parâmetros da onda do PRT e gerar o sinal de eletroestimulação. Os principais parâmetros são o tipo de onda, a frequência do sinal, a largura de pulso e o interpulso. Na Figura 19 podem ser observados alguns dos parâmetros do sinal de estimulação.

“V” é definido como a amplitude do pulso, “LP” a largura do pulso, “F” a frequência do sinal e “IP” como interpulso, ou seja, o intervalo entre as partes positiva e negativa.

Figura 19 - Alguns parâmetros do sinal de estimulação.



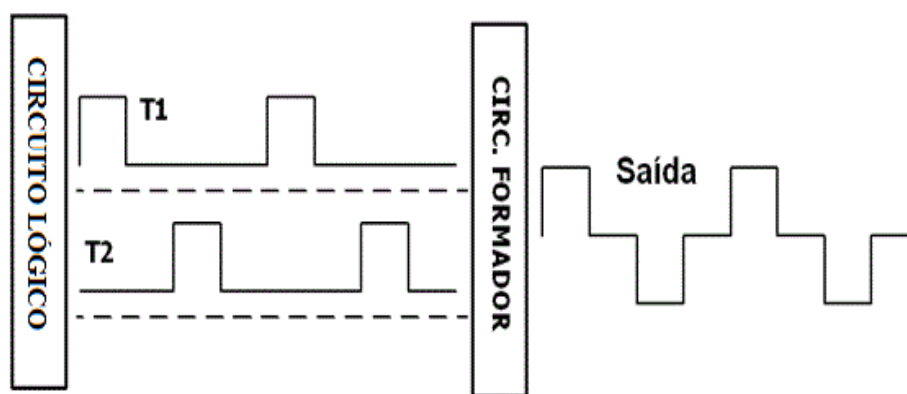
Fonte: Adaptado de Sanches (2013)

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. O circuito lógico está no FPGA do myRIO, que recebe os parâmetros pelo software de interface, no caso de aplicações em malha aberta, ou do PTR, calculador a partir do controlador embarcado, no caso de aplicações em malha fechada. No FPGA, os parâmetros para a FES foram limitados para aceitar frequências entre 10Hz e 300Hz e larguras de pulso entre 0 μ s e 500 μ s. A amplitude é configurada e limitada pelo circuito do estimulador elétrico neuromuscular, uma vez que as saídas dos FPGA são digitais.

Para gerar um sinal bifásico, fez-se necessário a utilização de um circuito formador de onda, uma vez que as tecnologias utilizadas fornecem apenas sinais positivos.

Na figura 20 mostra-se os sinais do circuito lógico e do circuito formador onda.

Figura 20 - Sinais do circuito lógico e do circuito formador de onda.



Fonte: Modificada de Faria (2006), citado por Sanches (2013).

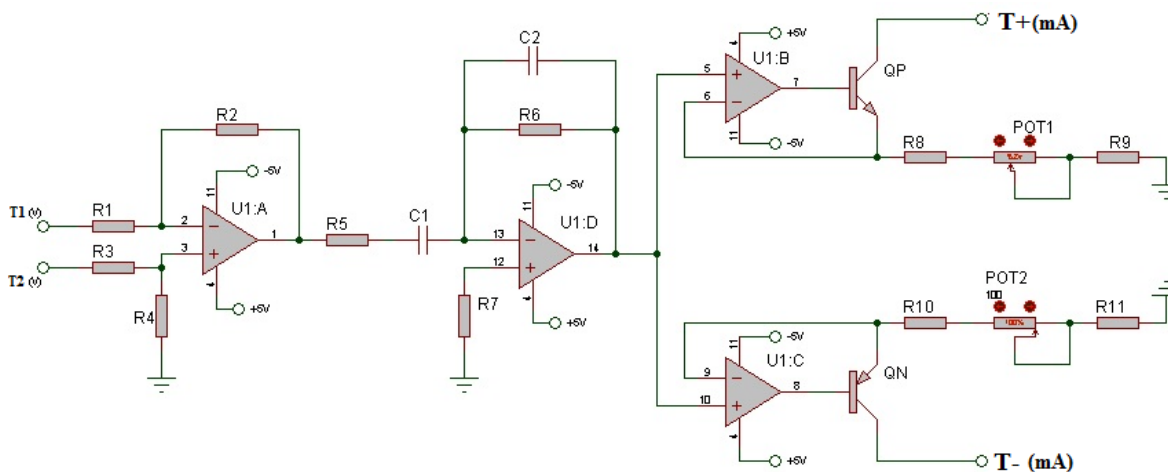
O circuito lógico é responsável por gerar dois sinais, T1 e T2. Estes são aplicados na entrada do circuito formador de onda, que fornece ao sinal sua característica bifásica pretendida. A saída do circuito formador de onda é conectada na entrada do circuito de potência.

O circuito formador de onda é o desenvolvido por Sanches (2013) e Junqueira (2013) no qual também podem ser encontradas as informações detalhadas do projeto. Cada canal do eletroestimulador possui um circuito formador de onda, constituído por um amplificador diferencial, um filtro passa-faixa e dois conversores tensão-corrente, como pode ser visto na Figura 21.

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 foi utilizado o espelho de corrente de Wilson com resistências de emissor, que pode ser visto com mais detalhes em Sanches (2013).

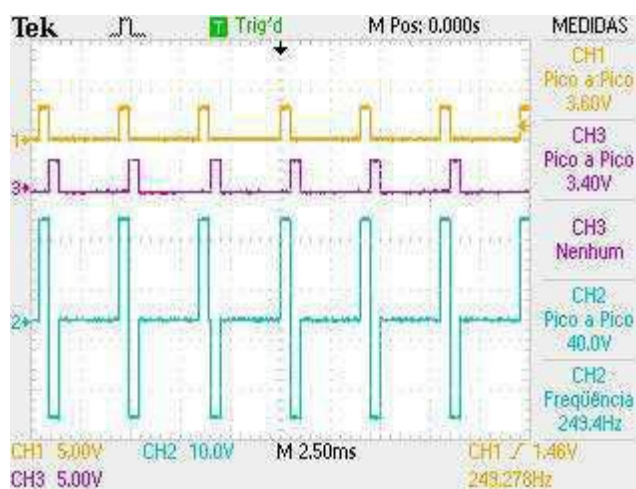
Figura 21 - Circuito formador de onda.



Fonte: Sanches (2013)

Na Figura 22 observa-se o sinal do eletroestimulador desenvolvido, com a onda gerada pelo circuito lógico.

Figura 22 - Sinal do eletroestimulador desenvolvido, com onda gerada pelo circuito lógico.



Fonte: Junqueira (2011)

Cada canal do estimulador elétrico neuromuscular desenvolvido por Sanches (2013) e Junqueira (2013) é capaz de gerar sinais de corrente até 140mA para cargas até 1,3k Ω e corrente de 80mA para cargas até 2k Ω . O circuito opera sem distorções para ondas quadradas até 25kHz.

A aplicação dos estímulos foi feita por meio de eletrodos autoadesivos de superfície de gel 5x5cm², modelo Volutrode da fabricante Axelgaard.

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

Também foi inserido no sistema um interruptor físico, chamado de “Botão da Tranquilidade”. 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.

Com todo esse aparato, é possível implementar testes com FES em malha aberta e fechada. É uma plataforma versátil em que o usuário tem acesso a todas as informações e configurações que necessita, podendo ser utilizada não somente para os objetivos deste trabalho, mas em diversas outras aplicações de FES para o músculo quadríceps.

5.2 PROTOCOLOS DE TESTE

Os seguintes protocolos foram seguidos neste trabalho:

- Protocolo Para Identificar o Ponto Motor
- Protocolo de Identificação dos Parâmetros dos Modelos
- Protocolo de Controle da Posição da Perna

Os voluntários hígidos selecionados para serem submetidos aos protocolos foram pessoas com idade superior à 18 anos, homens e mulheres, saudáveis e livres de históricos de doença que comprometam parcialmente ou totalmente o movimento dos membros inferiores, e paraplégicos cadeirantes, acometidos com algum tipo de lesão, que compromete parcialmente ou totalmente os movimentos dos membros inferiores.

Pessoas com menos de 18 anos de idade, gestantes, com problemas cardiovasculares ou qualquer outro indivíduo que seja considerado inapto, pelo profissional de saúde, a participar dos testes, foram excluídos da seleção.

Neste trabalho, os testes foram realizados com seis voluntários do sexo masculino, sendo quatro hígidos e dois paraplégicos. Os dados de idade, altura, massa corpórea e outras informações são mostrados na Tabela 1.

Tabela 1 - Algumas características dos indivíduos participantes.

Voluntário	Sexo	Idade (anos)	Massa Corp. (Kg)	Altura (m)	Tipo de lesão	Tempo de lesão	Pratica ativ. Fis. regularmente
H1	M	25	70	1,78			Sim
H2	M	27	105	1,80			Não
H3	M	28	83	1,78			Sim
H4	M	24	105	1,65			Não
P1	M	28	72	1,80	T3,T4 e T5	8 anos	Sim
P2	M	23	45	1,65	T5	5 anos	Sim

Fonte: Elaboração própria.

Os dois voluntários paraplégicos selecionados são pacientes do Centro de Reabilitação da Faculdades Integradas de Santa Fé do Sul-SP, FUNEC, e recebem diversos tipos de tratamento de reabilitação, incluindo FES, portanto já têm os músculos do quadríceps preparados para receber estímulos elétricos.

No primeiro encontro com o voluntário, este foi esclarecido sobre a proposta do trabalho, os objetivos do mesmo e sobre todos os procedimentos a serem realizados. Todos os voluntários foram esclarecidos sobre os riscos, informados que não receberiam nenhum tipo de remuneração e que poderiam abandonar os testes a qualquer momento. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) foi lido e assinado pelos voluntários.

Ainda no primeiro encontro, foi realizado o protocolo para identificar o ponto motor.

A partir de 48 horas, após a realização do protocolo para identificar o ponto motor, foi realizado o protocolo de identificação dos parâmetros dos modelos. Este protocolo tem por objetivo fornecer os parâmetros dos modelos que serão utilizados para o projeto do controlador LQG/LTR.

Assim como no caso anterior, o prazo mínimo de 48 horas deve ser respeitado para iniciar o protocolo de controle da posição da perna, que tem por objetivo posicionar a perna

do voluntário submetido ao teste em uma posição (*setpoint*) escolhido pelo executor do teste, e assim verificar o desempenho do controlador projetado.

Vale ressaltar que em todos protocolos, os voluntários ficaram com o botão da tranquilidade na mão, podendo interromper a aplicação de FES em qualquer momento.

Os detalhes de cada um dos protocolos serão apresentados nas seções seguintes.

5.2.1 Protocolo para Identificar o Ponto Motor

Inicialmente, a pressão arterial do voluntário é aferida. A pressão arterial constitui um importante fator no comportamento fisiológico dos seres humanos, regulando o metabolismo orgânico e as atividades voluntárias e involuntárias.

Posteriormente, é solicitado ao voluntário realizar um breve alongamento do quadríceps, no caso dos voluntários hígidos, e no caso de paraplégicos o alongamento é realizado pelo profissional da saúde que acompanha o teste.

Em seguida, o voluntário é posicionado na cadeira instrumentada de modo que se sinta confortável e que também seja minimizada a influência da rigidez elástica do joelho e contratura muscular, uma vez que elas influenciam na dinâmica do movimento. Além disso, os sensores são alinhados ao voluntário.

Após os procedimentos preliminares, é iniciada a identificação do ponto motor.

O par de eletrodos é posicionado na perna do voluntário, sendo um na região da inserção proximal do quadríceps e o outro na região da inserção distal, próxima à patela, de forma que a FES ocorra principalmente no músculo reto femoral. A posição mais adequada será encontrada movendo-se o eletrodo em torno destas regiões.

Aplica-se então um sinal de estimulação bifásico, simétrico e equilibrado com frequência fixa de 50Hz e amplitude de 120mA. A largura de pulso é aumentada gradualmente até atingir um valor capaz de gerar uma contração que produza uma variação da posição da perna maior que 40° em relação à posição de descanso da perna.

Em pessoas hígidas o limite de largura de pulso utilizada é de 250μs. Se esse limite for atingido e a variação da posição da perna não for superior a 40°, ou o estímulo causar desconforto ao voluntário, este ponto é descartado e um novo ponto deve ser procurado em torno da região.

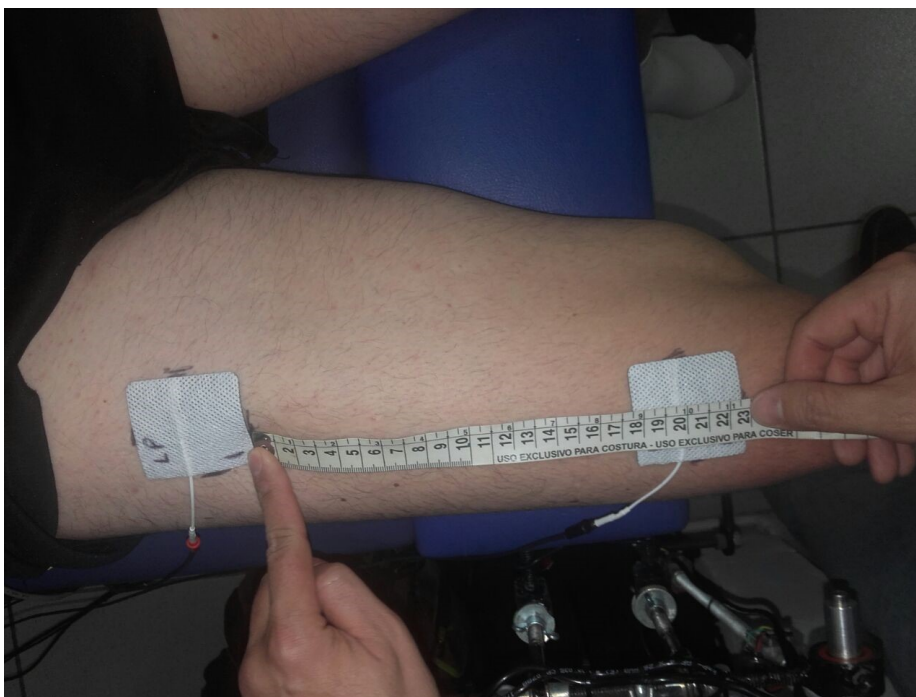
Pontos sobre o vasto lateral também podem ser verificados e comparados com os pontos sobre o reto femoral, a fim de obter o melhor ponto motor.

Se em nenhum ponto de posicionamento dos eletrodos a FES for capaz de produzir uma variação da posição da perna superior a 40° o procedimento é reiniciado com o uso de dois canais de FES, ou seja, quatro eletrodos. Essa situação é mais comum com voluntários paraplégicos.

Geralmente encontra-se dois possíveis pontos, que devem ser destacados com uma caneta. Realiza-se então uma estimulação idêntica, com os mesmos parâmetros, em ambos os pontos e verifica-se qual produz a maior variação da posição da perna, sendo este ponto então considerado o ponto motor, que será utilizado em todos os outros protocolos.

Uma vez identificado o ponto de ativação, é tirada uma foto com o posicionamento dos eletrodos e uma fita métrica para facilitar o posicionamento em uma próxima aplicação, como o exemplo do voluntário P1, mostrado na Figura 23.

Figura 23 - Foto do posicionamento dos eletrodos com uma fita métrica no voluntário P1



Fonte: Elaboração própria.

Além disso é solicitado ao voluntário realizar a tricotomia no lugar onde foram posicionados os eletrodos para facilitar a estimulação.

A amplitude e a largura de pulso de estimulação utilizadas neste protocolo são anotadas para utilização nos protocolos seguintes.

O tempo de espera entre cada aplicação deve ser de pelo menos dois minutos.

No final do protocolo a pressão arterial é aferida novamente.

5.2.2 Protocolo de Identificação dos Parâmetros dos Modelos

Esta etapa é realizada para identificar os parâmetros que serão utilizados nos modelos matemáticos que representam o movimento de extensão da perna de cada voluntário.

O objetivo nesta etapa, baseado na metodologia de projeto do controlador LQG/LTR, apresentada na seção 4.5, é realizar a identificação dos parâmetros de dois modelos matemáticos: o modelo nominal e o modelo real.

Conforme mencionado, o modelo nominal é um modelo mais simples, de segunda ordem e sem zeros, enquanto que o modelo real é de terceira-ordem, com um zero e com atraso, que posteriormente é aproximado por uma função racional, tornando o modelo de quarta ordem com dois zeros.

Os procedimentos preliminares deste protocolo são os mesmos do protocolo anterior, ou seja, aferição da pressão arterial, alongamento e posicionamento na cadeira, preferencialmente em posição semelhante à do protocolo de identificação do ponto motor.

Em seguida, os eletrodos são posicionados no ponto motor do voluntário, e então o sistema é configurado com os parâmetros de estimulação provenientes do protocolo anterior. A frequência de estimulação é sempre 50Hz, enquanto que a amplitude e largura de pulso são as definidas no protocolo de identificação do ponto motor, que produzem uma contração que possibilita um movimento de extensão da perna maior que 40°.

Os dois modelos abordados neste trabalho foram identificados a partir de um degrau na largura de pulso da FES. A largura do pulso sairá do valor nulo e irá imediatamente para um valor fixo. Na prática significa uma estimulação que produz um sinal com características de um degrau, ou seja, em um momento não existirá estimulação, e quando acionado, o estimulador produzirá um sinal com frequência, amplitude e largura de pulso fixas, especificadas para cada voluntário. Esta aplicação de FES em malha aberta será chamada de teste degrau.

A identificação baseada na largura de pulso foi escolhida, pois este parâmetro é facilmente alterado por *software*, enquanto que a amplitude só pode ser alterada, com a tecnologia utilizada neste trabalho, por alterações no *hardware*.

Como o objetivo do controlador é garantir a robustez não só entre as diferenças dos modelos, mas também entre as variações das amplitudes obtidas do movimento de extensão da perna ao longo de uma seção de tratamento, no protocolo de identificação dos parâmetros dos modelos, foram realizados dez testes degrau, para os voluntários hígidos e cinco para os

voluntários paraplégicos, com intervalo de dois minutos entre as aplicações. Os parâmetros do teste degrau devem ser os mesmos para cada voluntário, em todas as aplicações.

O número de repetições de testes foi escolhido com o intuito de produzir uma certa quantidade de fadiga no voluntário, diminuindo assim a amplitude do movimento de extensão da perna produzido pela FES. As repetições no voluntário paraplégico são em menor número uma vez que a fadiga ocorre muito mais rápido em músculos com pouca atividade.

Ao final das repetições dos testes degrau, a pressão arterial deve ser aferida novamente.

Após a realização das repetições, os dados gravados da variação da posição angular da perna do voluntário para cada teste são plotados em um único gráfico e comparados. O teste que apresentar a maior amplitude do movimento é utilizado para realizar a identificação do modelo real, enquanto que o teste com menor variação é utilizado para realizar a identificação do modelo nominal. Na identificação do modelo nominal, o atraso do início do teste é desprezado.

Desta maneira, os testes que apresentarem variações intermediárias da amplitude do movimento de extensão da perna entre a máxima e a mínima são considerados como incertezas, sendo incluídos no projeto do controlador uma vez que o controlador LQG/LTR deve apresentar robustez entre o modelo nominal e real.

O processo de identificação dos parâmetros dos modelos é realizado no LabVIEW 2011 Academic com auxílio do bloco “*SI Transfer Function Estimation*” que faz parte do pacote de ferramentas do “*System Identification Toolkit*”. Uma ilustração do bloco com um sistema identificado é mostrada na Figura 24.

O LabVIEW “*System Identification Toolkit*” auxilia na identificação de diversos modelos, até mesmo multivariáveis e de ordem superiores. É uma ferramenta que vai desde a análise dos dados, até a validação do modelo identificado (NATIONAL INSTRUMENTS, 2006).

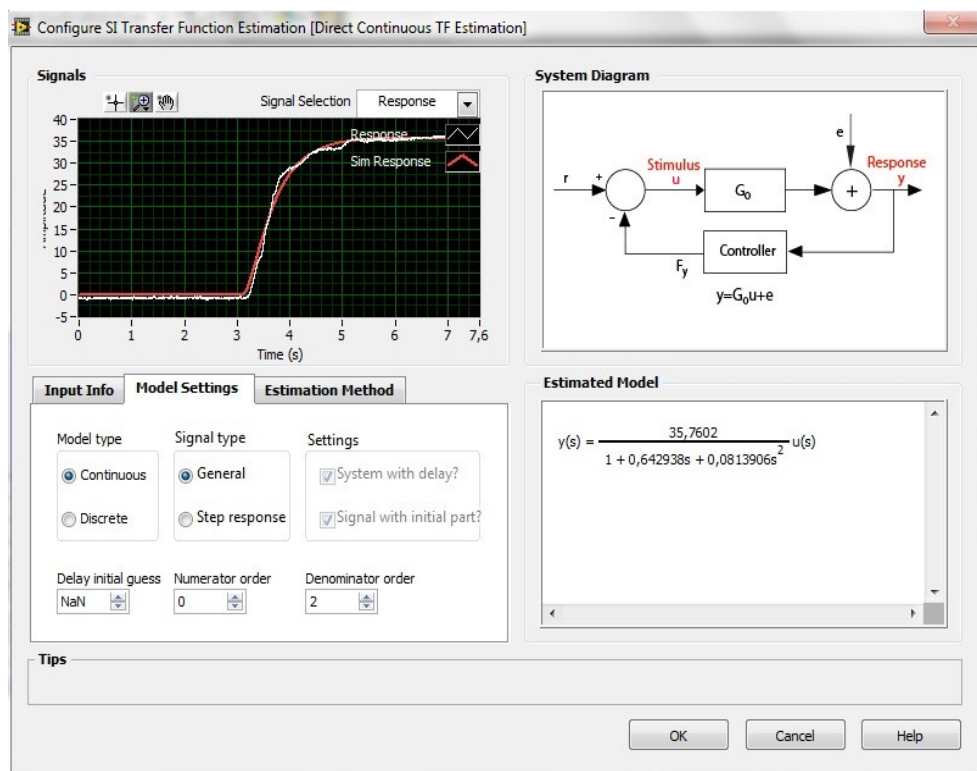
Com o pacote, é possível realizar a identificação de modelos paramétricos e não paramétricos, de modelos parcialmente conhecidos e modelos recursivos.

A identificação da função de transferência utilizada neste trabalho foi paramétrica e de tempo contínuo. Para modelos de tempo discreto o bloco de identificação implementa o método de predição de erro. Para modelos de tempo contínuo, o bloco, internamente, realiza três passos consecutivos. Primeiramente é calculado o modelo em tempo discreto com o método de predição de erro. Posteriormente é aplicado um retentor de amostras de ordem zero (*Zero-Order-Hold*) para converter o modelo discreto em contínuo e, finalmente, é utilizado o

método de Gauss-Newton para otimizar o modelo contínuo (NATIONAL INSTRUMENTS, 2006).

Após a identificação dos parâmetros dos modelos é realizada uma simulação no *software* MATLAB/Simulink da Mathworks e é feita uma comparação entre o sinal obtido experimentalmente e o simulado, assim como cálculos de correlação a fim de verificar a qualidade da identificação realizada.

Figura 24 - Bloco “*SI Transfer Function Estimation*” com o exemplo de uma função identificada.



Fonte: Kozan (2012)

Com a verificação da identificação e a comprovação de que o sistema identificado representa suficientemente bem a relação entre a largura de pulso da FES com a variação da posição angular da perna do voluntário, é possível prosseguir para o próximo protocolo.

5.2.3 Protocolo de Controle da Posição da Perna

O presente protocolo deve ser realizado com um intervalo mínimo de 48 horas em relação ao anterior, com o objetivo de permitir que o músculo do quadríceps se recupere da fadiga.

A função de transferência e o sistema em espaço de estados dos modelos nominal e real são inseridos em um algoritmo desenvolvido em MATLAB que aplica o método de projeto do controlador LQG/LTR comentado na seção 4.5.

O algoritmo foi proposto pelo aluno de iniciação científica Samuel Filipe Silva Mendes da Universidade Federal de Itajubá, Campus Itabira, com fomento da Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG), sob orientação do autor desta tese.

Esse algoritmo determina, a partir dos valores de L e μ , os ganhos do controlador LQG e do Filtro de Kalman, e, a partir do parâmetro de recuperação ρ , fornece a função de transferência do controlador LQG/LTR, utilizando o princípio de recuperação da malha objetivo.

Além disso, também são gerados os gráficos dos valores singulares de sensibilidade e rastreamento para o modelo nominal e de sensibilidade para o modelo real, que são utilizados para analisar o desempenho nominal, estabilidade robusta e desempenho robusto, respectivamente.

Procura-se, ao máximo, atender os critérios de desempenho nominal e robusto e de estabilidade robusta. Entretanto, muitas vezes para se atingir o critério de desempenho robusto, percebeu-se que a largura de pulso da saída do controlador não se enquadraria nos limites do sistema, que permite larguras de pulso limitados entre 0 e 300 μ s, necessitando de valores muito altos ou de valores negativos, sendo então impossível a garantia de desempenho robusto. De qualquer maneira, todos os controladores projetados devem atender, no mínimo, os critérios de desempenho nominal e de desempenho robusto.

O controlador projetado é então embarcado no myRIO, que possui uma interface de controle desenvolvida no LabVIEW. Nesta interface, o executor tem acesso ao *setpoint*, ou seja, a posição angular desejada que a perna do voluntário atinja. O executor também pode monitorar a variação da posição angular da perna em um gráfico e tem acesso a um botão de início e fim de teste.

Após os procedimentos preliminares e o alongamento do quadríceps do voluntário, o mesmo deve ser posicionado na cadeira instrumentada, preferencialmente em posição

semelhante à utilizada no protocolo de identificação dos parâmetros dos modelos. Os eletrodos devem ser posicionados no ponto motor do voluntário. A frequência da FES deve ser configurada para 50Hz e a amplitude deve ser a mesma utilizada para cada voluntário no protocolo de identificação dos parâmetros dos modelos. A largura de pulso será definida pelo controlador e é limitada por *software* para valores entre 0 e 300 μ s.

Após as configurações preliminares serem realizadas, é iniciado o teste do controlador LQG/LTR em malha fechada. Os *setpoints* escolhidos são posições próximas às obtidas no protocolo de identificação dos parâmetros dos modelos.

Os dados dos testes são salvos e plotados em comparação com os resultados simulados, para posterior análise.

No fim do protocolo, a pressão arterial do voluntário é novamente aferida.

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados os resultados dos protocolos executados neste trabalho.

Na seção 6.1 serão exibidos os resultados do protocolo de identificação dos parâmetros dos modelos para cada voluntário, expondo os modelos identificados.

Na seção 6.2 será possível observar o resultado do projeto do controlador para cada voluntário e os gráficos resultantes dos testes de controle em malha fechada.

6.1 IDENTIFICAÇÃO DOS PARÂMETROS DOS MODELOS

Nesta seção serão apresentados os resultados do protocolo de identificação dos parâmetros dos modelos para cada voluntário.

É importante destacar que a unidade de medida da posição angular dos gráficos deste trabalho é o grau ($^{\circ}$), entretanto, todos as identificações e testes são realizados utilizando a unidade de medida radiano (rad), uma vez que é a unidade do Sistema Internacional (SI) e também a mais utilizada em artigos internacionais.

A seguir serão apresentados os resultados do protocolo de identificação dos parâmetros dos modelos do voluntário hígido H1. Esta apresentação será feita de maneira completa a fim de demonstrar cada etapa do protocolo. Para os outros voluntários, os resultados serão apresentados de maneira mais objetiva.

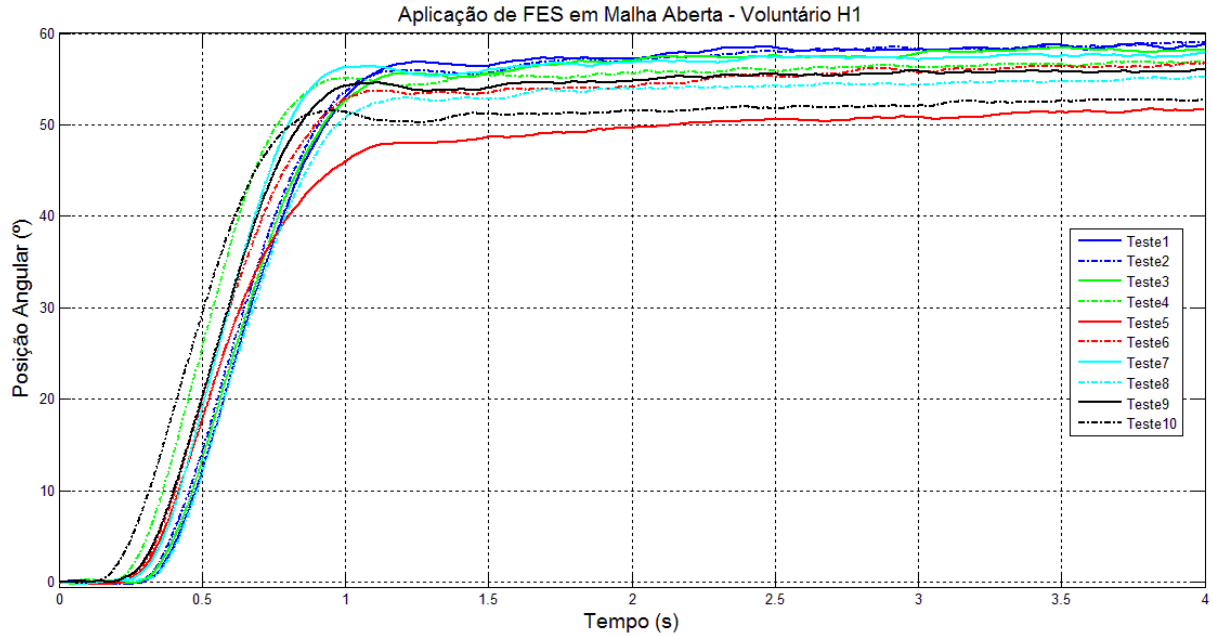
Nas aplicações de FES com o voluntário H1, a amplitude da corrente utilizada foi de 120mA e a largura de pulso foi 100 μ s. Os gráficos dos dez testes em malha aberta estão apresentados na Figura 25.

Pode-se notar que o teste com maior variação angular foi o Teste 1, enquanto que o Teste 5 teve a menor variação angular. Assim, o Teste 1 será identificado como um modelo de terceira ordem com um zero e atraso, e será considerado o modelo real, G_R . O Teste 5 será identificado como um modelo de segunda ordem e será considerado o modelo nominal, G_N .

O modelo real, G_R , obtido a partir da identificação do Teste 1 foi:

$$G_{RH1}(s) = \frac{-0,0775s + 0,7553}{s^3 + 7,421s^2 + 40,92s + 74,07} e^{-0,06s} \quad (81)$$

Figura 25 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário H1.



Fonte: Elaboração própria.

Uma vez que o sistema da equação (81) apresenta atraso, é conveniente realizar a aproximação de Padé de primeira ordem, conforme explicado na seção 5.2.2, obtendo o sistema representado a seguir:

$$G_{RH1}(s) = \frac{0,0775s^2 - 0,339s + 25,18}{s^4 + 40,75s^3 + 288,3s^2 + 1438s + 2469} \quad (82)$$

A seguir é apresentado o sistema da equação (82) representado em espaço de estados obtido pela função “ss” do Matlab:

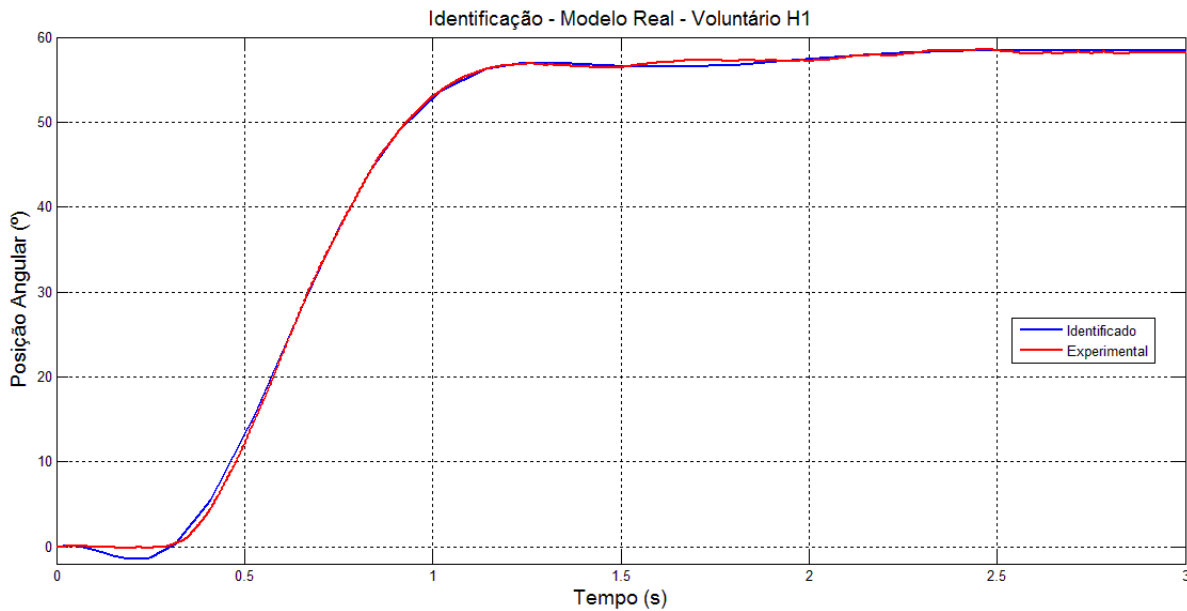
$$\begin{aligned} \dot{x} &= \begin{bmatrix} -40,75 & -18,02 & -11,24 & -4,822 \\ 16 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 8 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 4 & 0 \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} 0,25 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u \\ y &= [0 \quad 0,01938 \quad -1,1043 \quad 0,1967]x \end{aligned} \quad (83)$$

O gráfico da simulação do modelo real identificado e do Teste 1 estão mostrados na Figura 26.

A correlação obtida entre o modelo real identificado e o Teste 1 foi 0,9835, valor que, juntamente com a observação da Figura 26, evidencia que o modelo identificado representa

suficientemente bem a relação entre a variação da posição angular da perna e a largura de pulso do Teste 1 do voluntário H1.

Figura 26 - Gráfico da simulação do modelo real identificado e do Teste 1 do voluntário H1.



Fonte: Elaboração própria.

O modelo nominal obtido a partir da identificação do Teste 5 foi:

$$G_{NH1}(s) = \frac{0.1913}{s^2 + 9.303s + 21.64} \quad (84)$$

sendo seus polos $-4,6515 \pm 0,0596i$, apresentando parte real negativa, o que significa que o sistema é de fase mínima.

O sistema da equação (84) representado em espaço de estados, a partir da função “ss” do Matlab é:

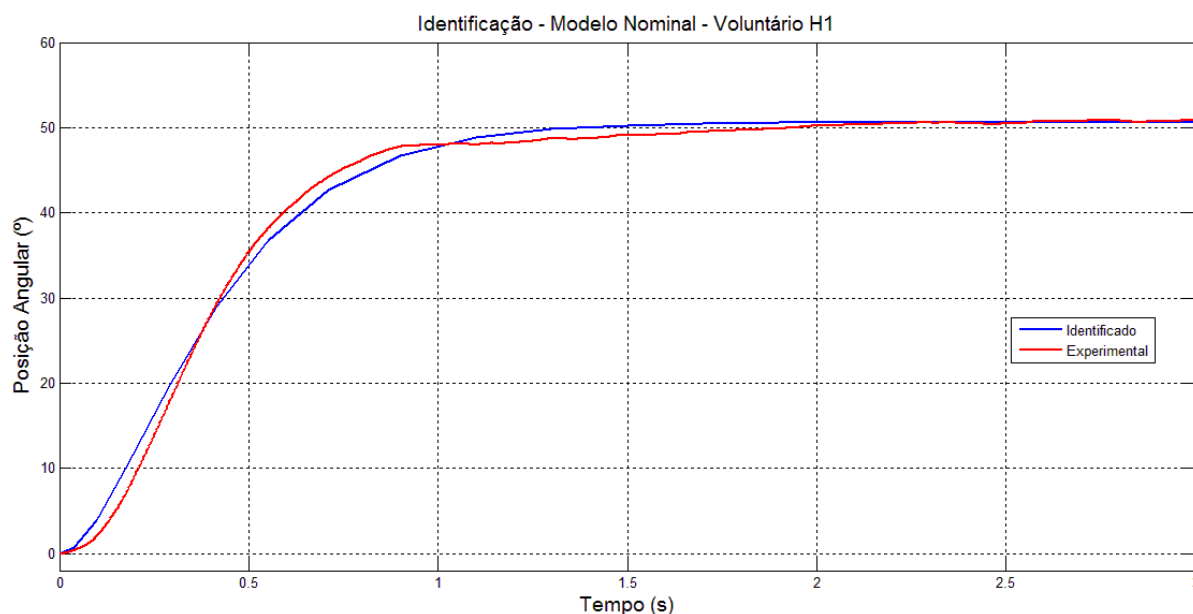
$$\begin{aligned} \dot{x} &= \begin{bmatrix} -9,303 & -5,409 \\ 4 & 0 \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} 0,25 \\ 0 \end{bmatrix} u \\ y &= [0 \quad 0,1913]x \end{aligned} \quad (85)$$

O gráfico da simulação do modelo nominal identificado e do Teste 5 estão mostrados na Figura 27.

A correlação obtida entre o modelo nominal identificado e o Teste 5 foi 0,9252. Da mesma forma que o resultado obtido na identificação do modelo real, o valor da correlação

associado com a análise Figura 27, confirma que o modelo identificado representa suficientemente bem a relação entre a variação da posição angular da perna e a largura de pulso do Teste 5 do voluntário H1.

Figura 27 - Gráfico da simulação do modelo nominal identificado e do Teste 5 do voluntário H1.



Fonte: Elaboração própria.

Uma vez garantido que os modelos identificados representam suficientemente bem a dinâmica do movimento de extensão da perna induzido pela FES, a partir da observação da correlação obtida, e que o modelo nominal é adequado para aplicação da metodologia de projeto do controlador LQG/LTR, é possível prosseguir para a próxima etapa, que consiste no projeto e teste do controlador para o voluntário em questão.

A partir da apresentação completa dos resultados do protocolo de identificação dos parâmetros dos modelos do voluntário hígido H1, e do fato que os procedimentos para os outros voluntários é uma repetição do exposto até aqui, conforme mencionado anteriormente, as identificações relacionadas com os voluntários seguintes serão apresentadas de maneira mais objetiva.

Na Tabela 2 pode ser verificada a corrente e largura de pulsos utilizadas nos testes em malha aberta do protocolo de identificação dos parâmetros dos modelos. Em todos os voluntários foi utilizada a corrente de 120mA, não sendo necessário realizar o aumento da amplitude configurada no *hardware*.

Em relação à largura de pulso, é possível notar que o valor nos voluntários hígidos sedentários foi ligeiramente maior do que nos que praticam atividade física regularmente. Por outro lado, a largura de pulso utilizada nos voluntários paraplégicos foi bem maior do que a utilizada em hígidos. Esses fatos levam a possibilidade de inferir que músculos sedentários necessitam de mais energia para serem ativados.

Tabela 2 - Algumas características dos indivíduos participantes.

Voluntário	Corrente (mA)	Largura de Pulso (μ s)	Ponto Motor
H1	120	100	Vasto Lateral
H2	120	120	Vasto Lateral
H3	120	115	Vasto Lateral
H4	120	130	Reto Femoral
P1	120	280	Reto Femoral
P2	120	200	Vasto Lateral

Fonte: Elaboração própria.

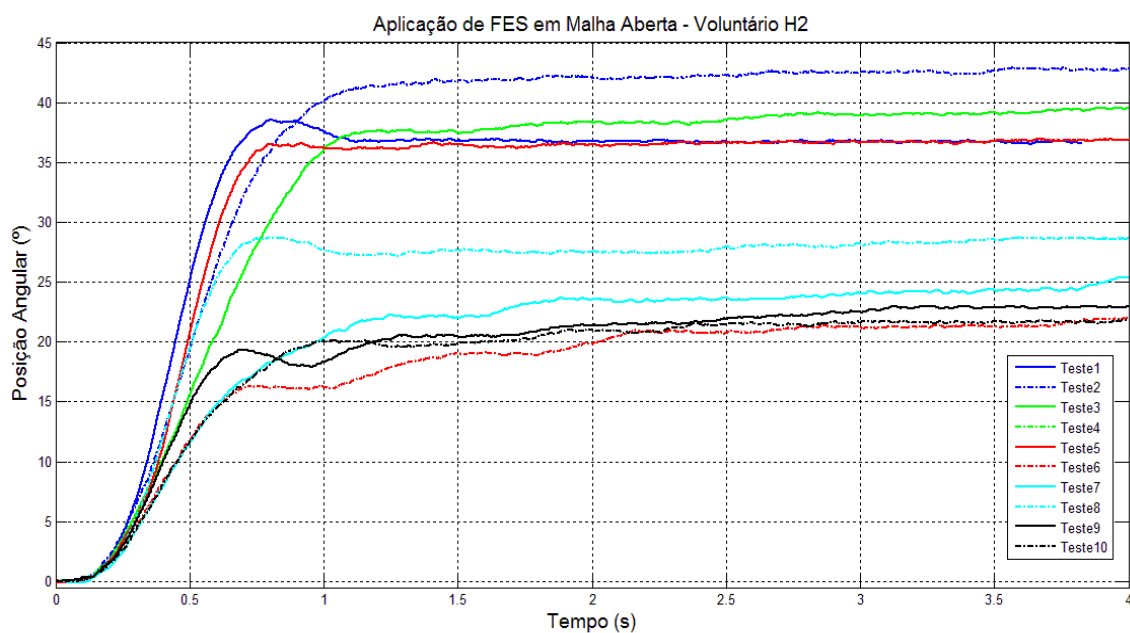
Não houve a necessidade de utilizar dois canais de estimulação em nenhum voluntário, sendo que a região de posicionamento dos eletrodos também está disponível para conferência na Tabela 2.

Os gráficos dos dez testes em malha aberta dos voluntários H2, H3, H4, P1 e P2 estão apresentados nas Figura 28, Figura 29, Figura 30, Figura 31 e Figura 32 respectivamente.

A partir da análise dos gráficos das aplicações em malha aberta de cada voluntário, é possível verificar que em todos os casos houve variações das curvas da posição angular da perna para cada aplicação de FES em um mesmo voluntário. As variações entre as extensões máximas e mínimas de cada voluntário ficaram entre aproximadamente 4° e 35°. As menores variações foram apresentadas pelo voluntário P1 e as maiores pelo voluntário H4.

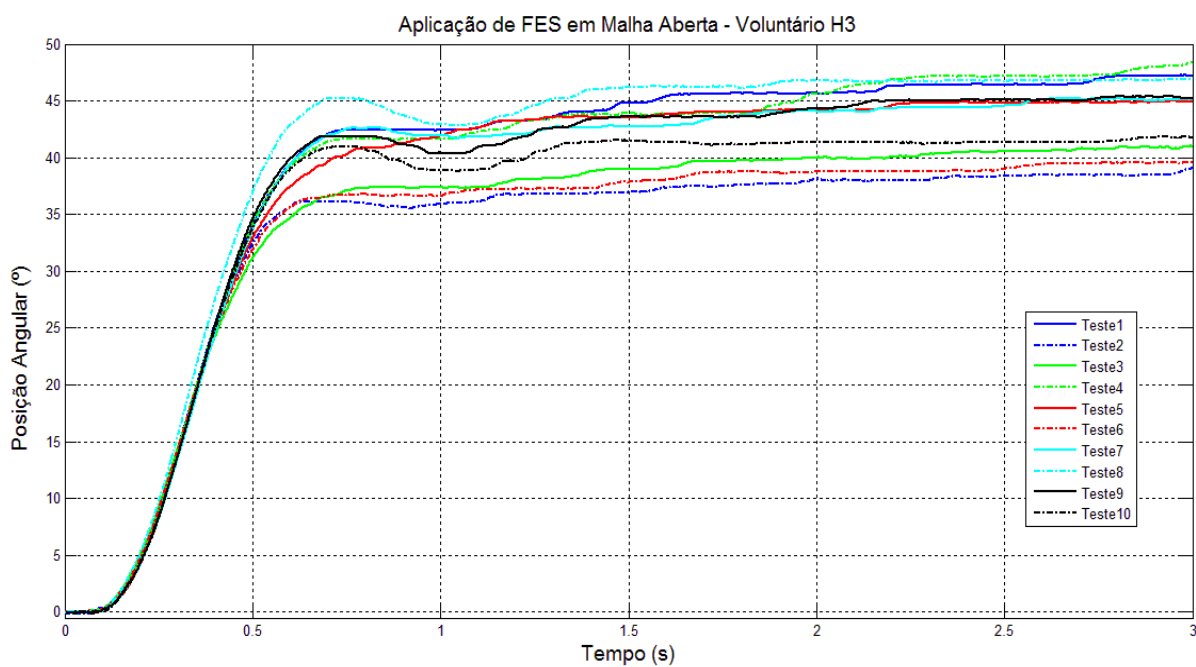
Na maioria dos voluntários, as curvas da posição angular da perna possuíam a mesma tendência transitória, porém as posições angulares finais diferiam. Esse fato não se aplicou aos voluntários H2 e H4. Este acontecimento pode ser atribuído ao sedentarismo e/ou à sensibilidade dos voluntários hígidos, que podem influenciar nos resultados.

Figura 28 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário H2.



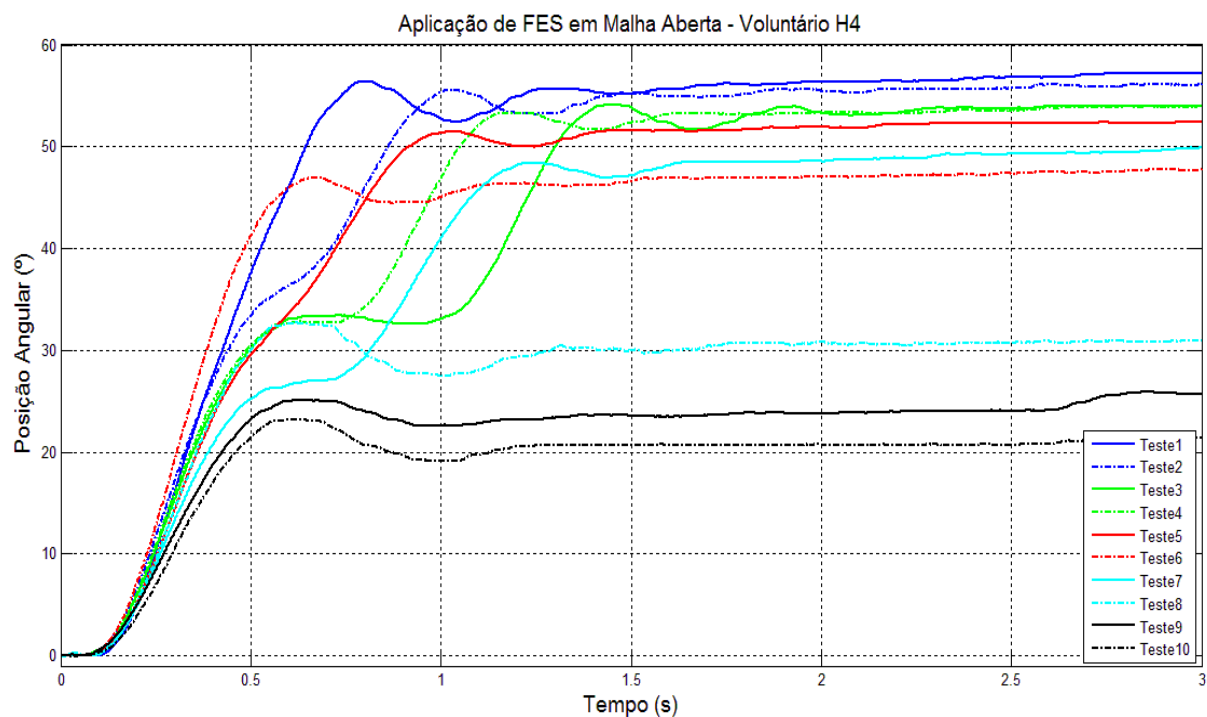
Fonte: Elaboração própria.

Figura 29 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário H3.



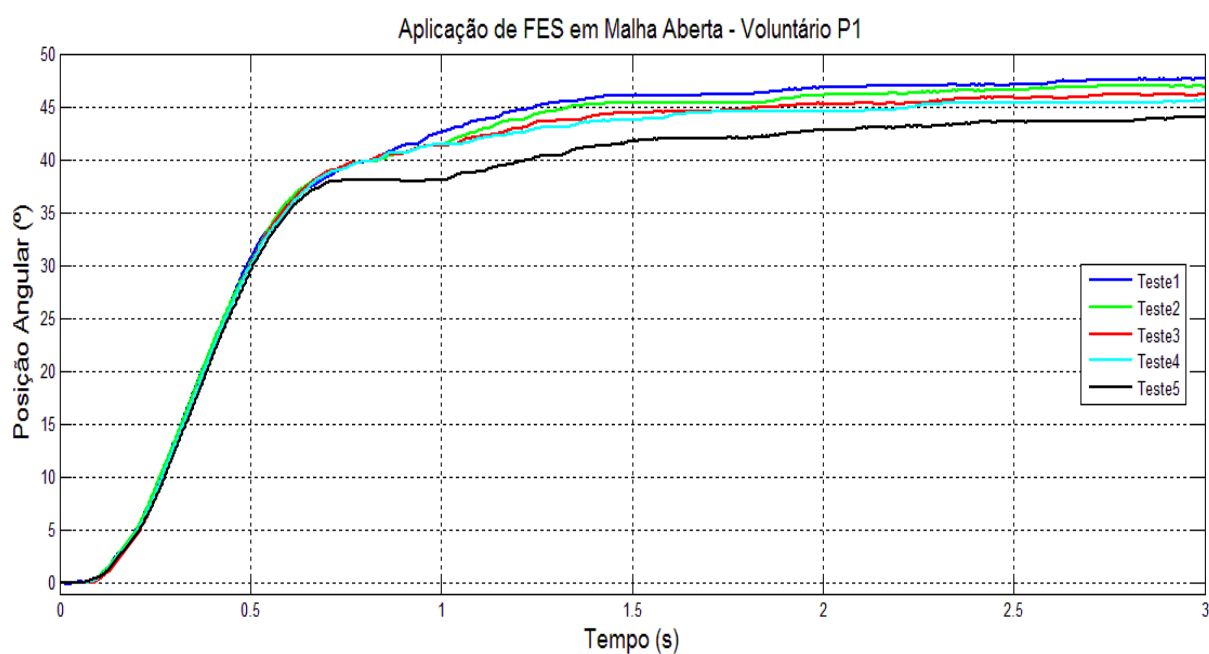
Fonte: Elaboração própria.

Figura 30 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário H4.



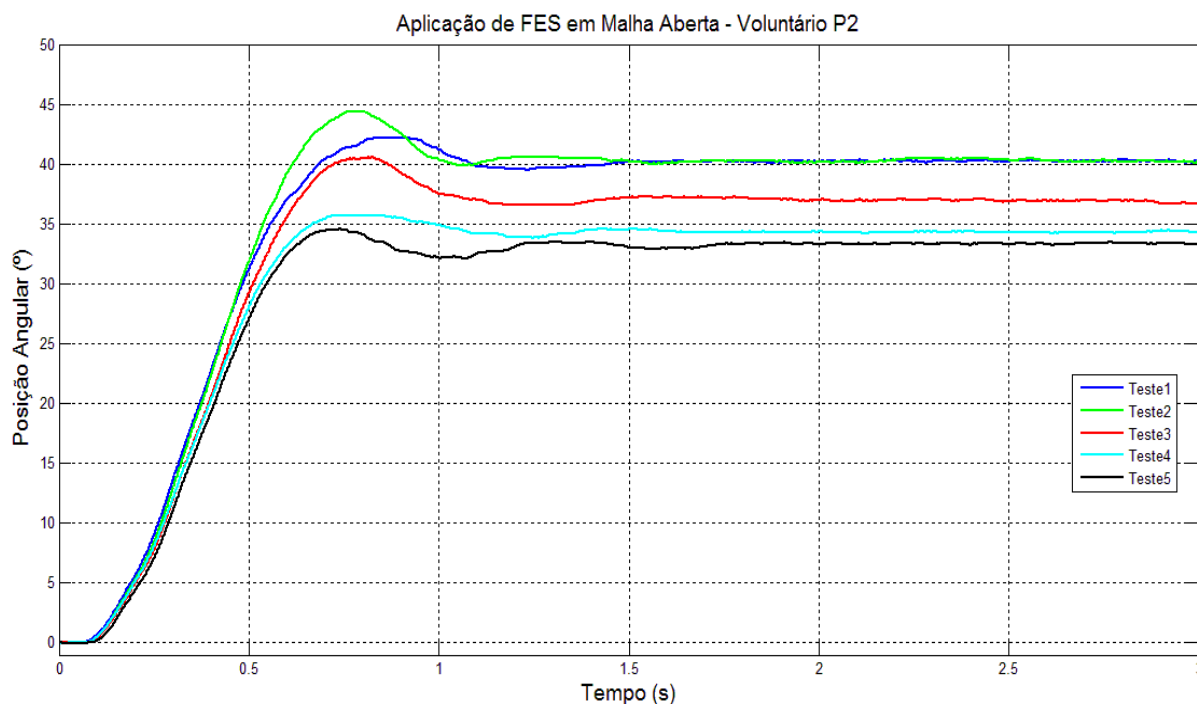
Fonte: Elaboração própria.

Figura 31 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário P1.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 32 - Aplicação da FES em malha aberta para o voluntário P2.



Fonte: Elaboração própria.

Apesar dos voluntários P1 e P2, por serem paraplégicos, não realizarem atividades constantemente ao longo do dia com os membros inferiores, esses voluntários realizam tratamento fisioterápico frequente, o que pode ter influenciado na minimização das variações do movimento entre as aplicações de FES, principalmente no caso do voluntário P1, que apresentou a menor variação, entre todos os voluntários.

Na Tabela 3 estão apresentadas as funções de transferência dos modelos real e nominal identificados para cada voluntário, juntamente com sua respectiva correlação.

O modelo real proposto neste trabalho é de terceira ordem, com um zero e atraso, que pela aproximação de Padé resulta em um sistema de quarta ordem com dois zeros. Essa identificação foi realizada para todos os voluntários, com exceção do voluntário H3. Na Tabela 3 é possível notar que o modelo identificado foi de terceira ordem sem zeros.

Essa escolha foi feita no momento da identificação dos parâmetros, em que o modelo escolhido apresentou melhor correlação do que o modelo real proposto, fazendo com que ocorra a mudança do modelo para o caso específico do voluntário H3. Essa alteração não muda o procedimento de projeto do controlador LQG/LTR.

Tabela 3 - Modelos reais e nominais identificados para cada voluntário.

Volunt.	Modelo	Função de Transferência	Correl.
H1	Real	$G_{RH1}(s) = \frac{0,0775s^2 - 0,339s + 25,18}{s^4 + 40,75s^3 + 288,3s^2 + 1438s + 2469}$	0,9835
	Nominal	$G_{NH1}(s) = \frac{0,1913}{s^2 + 9,303s + 21,64}$	0,9252
H2	Real	$G_{RH2}(s) = \frac{0,09634s^2 - 9,171s + 126,9}{s^4 + 91,88s^3 + 1149s^2 + 7466s + 21750}$	0,9707
	Nominal	$G_{NH2}(s) = \frac{0,1563}{s^2 + 10,34s + 26,74}$	0,8304
H3	Real	$G_{RH3}(s) = \frac{1,135}{s^3 + 7,321s^2 + 66,39s + 160,1}$	0,9775
	Nominal	$G_{NH3}(s) = \frac{0,2298}{s^2 + 12,7s + 40,26}$	0,85
H4	Real	$G_{RH4}(s) = \frac{0,2424s^2 - 36,7s + 584,4}{s^4 + 158,6s^3 + 3585s^2 + 28730s + 77290}$	0,9297
	Nominal	$G_{NH4}(s) = \frac{0,2534}{s^2 + 19,06s + 90,91}$	0,76
P1	Real	$G_{RP1}(s) = \frac{0,08692s^2 - 13,73s + 285}{s^4 + 166,3s^3 + 4719s^2 + 43240s + 97540}$	0,952
	Nominal	$G_{NP1}(s) = \frac{0,08455}{s^2 + 12,21s + 31,99}$	0,8833
P2	Real	$G_{RP2}(s) = \frac{0,01212s^2 - 2,436s + 109,3}{s^4 + 144,8s^3 + 1599s^2 + 10300s + 31030}$	0,9578
	Nominal	$G_{NP2}(s) = \frac{0,1285}{s^2 + 13,24s + 43,84}$	0,8439

Fonte: Elaboração própria.

A maior correlação obtida foi de 0,9835 no modelo real do voluntário H1 e a menor foi 0,76 no modelo nominal do voluntário H4. Essa menor correlação pode ser justificada ao grande estado de fadiga em que se encontrava o voluntário H4 no momento de sua última aplicação de FES em malha aberta, que pode ser comprovada pelos gráficos da Figura 30. Essas variações da curva influenciam diretamente a identificação.

A segunda menor correlação foi 0,8304, que pode ser considerada uma boa representação do movimento de extensão da perna pelo modelo, no caso, nominal.

Assim, pode-se afirmar que, no geral, as identificações realizadas representam suficientemente bem a dinâmica do movimento de extensão da perna induzidas por FES, fornecendo uma boa base para o projeto dos controladores LQG/LTR.

6.2 CONTROLE DA POSIÇÃO DA PERNA

Nesta seção serão apresentados os resultados dos projetos dos controladores para cada voluntário e os gráficos resultantes dos testes de controle em malha fechada.

A mesma abordagem utilizada na seção anterior será usada nesta seção. O procedimento de projeto e resultado do controlador LQG/LTR para o voluntário H1 será apresentado detalhadamente, assim como os resultados dos testes do controlador. Para os demais voluntários, os resultados serão apresentados de maneira direta, visto que são repetições das análises e metodologias demonstradas de maneira completa para o voluntário H1.

6.2.1 Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário H1

Conforme apresentado anteriormente, para o projeto do controlador LQG/LTR é necessário definir L , μ e ρ , os dois primeiros para a formatação da malha objetivo e o último para a recuperação da malha. Quanto mais próximo de zero o parâmetro ρ estiver, melhor a recuperação do Filtro de Kalman, sendo este, porém, diminuído até um valor onde a partir dele não haja melhora significativa.

Para realizar o projeto do controlador, foram considerados os dois modelos identificados, real e nominal, do voluntário H1, sendo o erro multiplicativo entre eles dado por:

$$W_M(s) = \frac{-0,1135s^6 - 11,47s^5 - 158,7s^4 - 890,8s^3 - 2263s^2 - 1765s + 1581}{0,1913s^6 + 9,578s^5 + 131,9s^4 + 957,2s^3 + 4227s^2 + 10350s + 10230} \quad (86)$$

Para que o sistema apresente erro nulo para uma entrada degrau, é adicionado um polo na origem em G_N através da expansão por polos na origem na representação do sistema em variáveis de estado.

Sendo o modelo Controlável e Observável, definiu-se a matriz L e o valor de μ de modo que a malha objetivo apresentasse a resposta desejada, tendo um tempo de acomodação entre 3s e 4s e que seja estável, sendo:

$$L = \begin{bmatrix} 15 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mu = 0,1 \quad (87)$$

Para a recuperação da malha objetivo, o parâmetro ρ foi ajustado para que se garantisse a recuperação e as propriedades de robustez. Foi considerado inicialmente $\rho=10^{-6}$.

Obteve-se assim as seguintes matrizes de ganho K_C e K_F :

$$K_C = [0,0045 \quad 0,3999 \quad 1,8153] \times 10^4, K_F = \begin{bmatrix} 150 \\ 0,8152 \\ 5,8404 \end{bmatrix} \quad (88)$$

Através dos ganhos obtidos, tem-se então o controlador representado por sua função de transferência, com adição de um polo na origem, que anteriormente tinha sido inserido em GN:

$$K(s) = \frac{116000s^2 - 1131000s + 2868000}{s^4 + 55,14s^3 + 1498s^2 + 20760s} \quad (89)$$

Para embarcar o controlador no myRIO é necessário sua discretização. A frequência da FES que está sendo utilizada neste trabalho é 50Hz, sendo essa a frequência que limita a amostragem em 20ms. Portanto, há a necessidade de se analisar os autovalores (λ) do Filtro de Kalman recuperado, que está apresentado na equação (90), uma vez que é ele que determina o comportamento global do sistema.

$$\begin{bmatrix} -1,4738 \\ -3,7357 \\ -5,2092 \end{bmatrix} \quad (90)$$

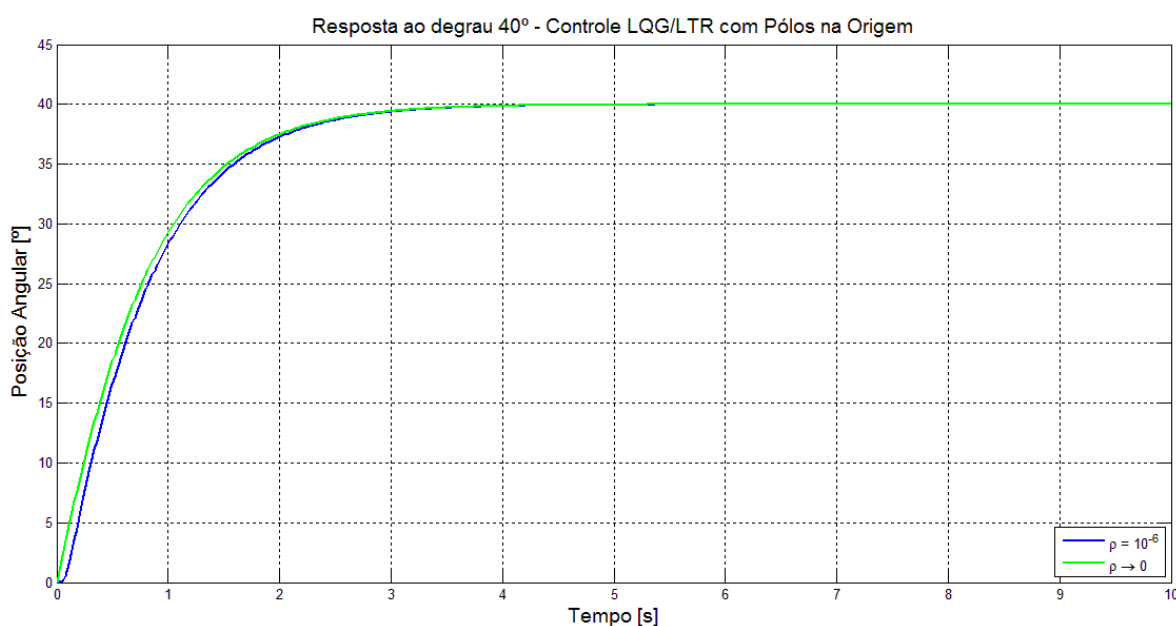
Nota-se que o polo mais rápido é 9.59 vezes mais lento que a taxa de amostragem, evidenciando que a taxa de 0.02 pode ser aplicada para discretizar o controlador. Assim, a equação (89) foi discretizada pelo método “Tustin” obtendo a seguinte forma:

$$K(z) = \frac{7,409z^4 + 1,381z^3 - 13,37z^2 - 1,248z + 6,095}{z^4 - 2,939z^3 + 3,31z^2 - 1,707z + 0,3355} \quad (91)$$

Esse procedimento foi realizado para todos os controladores projetados.

A resposta do sistema em malha fechada para um degrau de 40° para a malha objetivo ($\rho=0$) e para a malha recuperada ($\rho=10^{-6}$) está apresentada na Figura 33.

Figura 33 - Resposta do Sistema ao degrau de 40° para a malha objetivo ($\rho = 0$) e para a malha recuperada ($\rho = 10^{-6}$) em malha fechada para o controlador do voluntário H1.



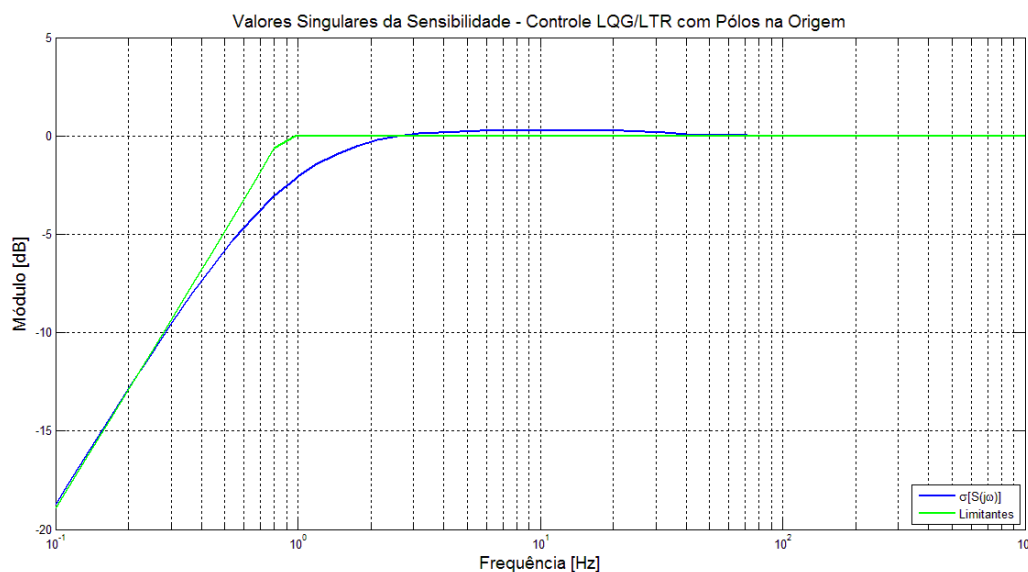
Fonte: Elaboração própria.

Na Figura 33 é possível observar que as respostas para a malha objetivo e o controle após a recuperação são equivalentes, obtendo assim a resposta desejada para o sistema. Essa verificação foi realizada para todos os controladores projetados.

O desempenho nominal é verificado através da equação (71), onde se tem que para todas as frequências, a curva dos valores singulares de sensibilidade deve estar abaixo da curva limite. Os valores para sensibilidade e o limitante são apresentados na Figura 34.

Nota-se que, para praticamente todas as frequências, a curva de sensibilidade está abaixo da curva limite e mesmo nos pontos em que a curva está pouco acima, os valores são muito próximos, não afetando significativamente o desempenho nominal projetado.

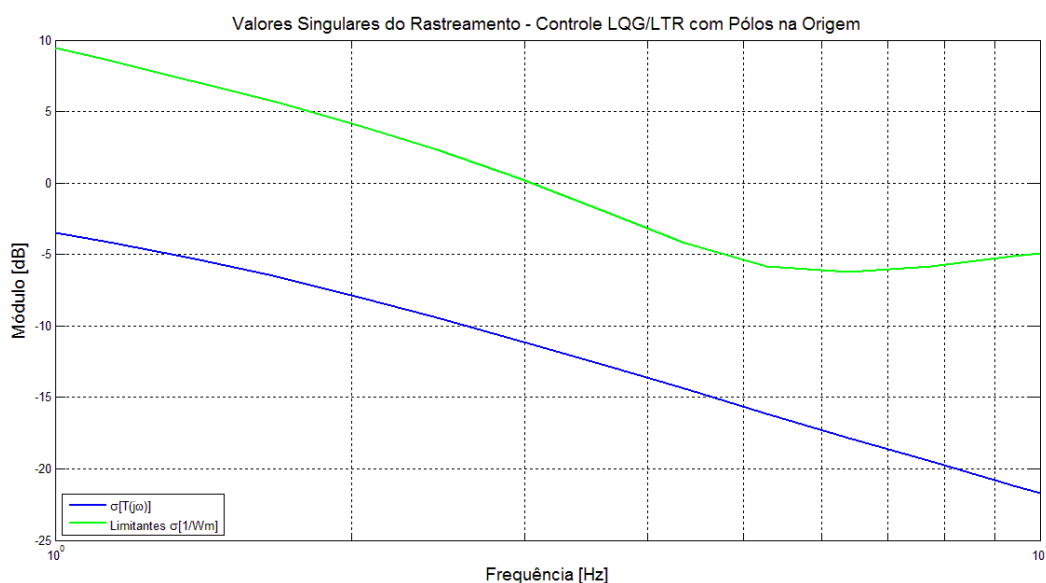
Figura 34 - Curvas dos valores singulares de sensibilidade do modelo nominal e do limitante para o voluntário H1.



Fonte: Elaboração própria.

Para que o sistema apresente estabilidade robusta, através da equação (75), é necessário que para todas as frequências, a curva dos valores singulares do rastreamento deve estar abaixo da curva limite formada pelo inverso dos valores singulares da incerteza multiplicativa. Na Figura 35 são apresentados a curva de rastreamento e o inverso dos valores singulares da incerteza multiplicativa.

Figura 35 - Curvas dos valores singulares de rastreamento do modelo nominal e curva dos valores singulares inversos da incerteza multiplicativa.



Fonte: Elaboração própria.

Pode-se observar na Figura 35, que para todas das frequências a curva de rastreamento está abaixo da curva limite, demonstrando que para o intervalo de incerteza entre o G_R e G_N e entre a variação máxima da posição da perna a mínima, o sistema em malha fechada apresenta estabilidade robusta.

Deve-se ter em mente que o projeto do controlador é baseado no modelo nominal, G_N , que considera a aplicação de FES no voluntário em que gerou a menor variação da posição da perna. Enquanto isso, o modelo real, G_R , é baseado na aplicação que resultou na maior variação da posição da perna. Desta forma, ao se calcular o erro entre os modelos, se o critério de robustez for atendido, é possível garantir que ao ser considerado o erro calculado em conjunto com G_N , que o sistema será estável mesmo para o pior erro de modelagem.

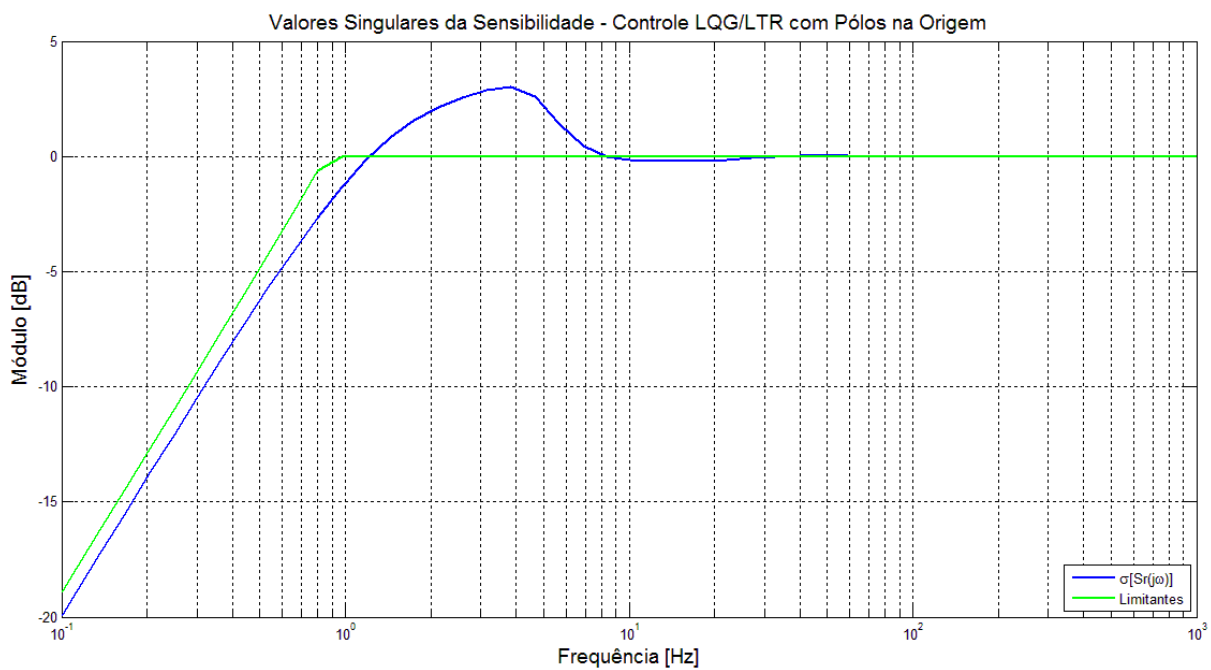
O desempenho robusto é verificado através da equação (76), onde tem-se que para todas as frequências, a curva dos valores singulares da sensibilidade de G_R deve estar abaixo da curva limite formada pelo inverso dos valores singulares do critério de desempenho. Na Figura 36 pode ser vista a curva de sensibilidade de G_R e o inverso dos valores singulares do critério de desempenho.

Através da análise da Figura 36, é possível ver que o sistema em malha fechada garante desempenho robusto apenas para baixas frequências, ou seja, apenas para frequências em que a curva dos valores singulares de G_R fica abaixo da curva limitante. É demonstrado, então, que o controlador garante desempenho nominal e estabilidade robusta, mas não garante desempenho nominal para certa faixa de frequências.

O fato do desempenho robusto não ser cumprido não torna o controlador inadequado, uma vez que os movimentos desejados de extensão da perna são de baixa frequência, onde o controlador garante desempenho nominal e robusto e estabilidade robusta.

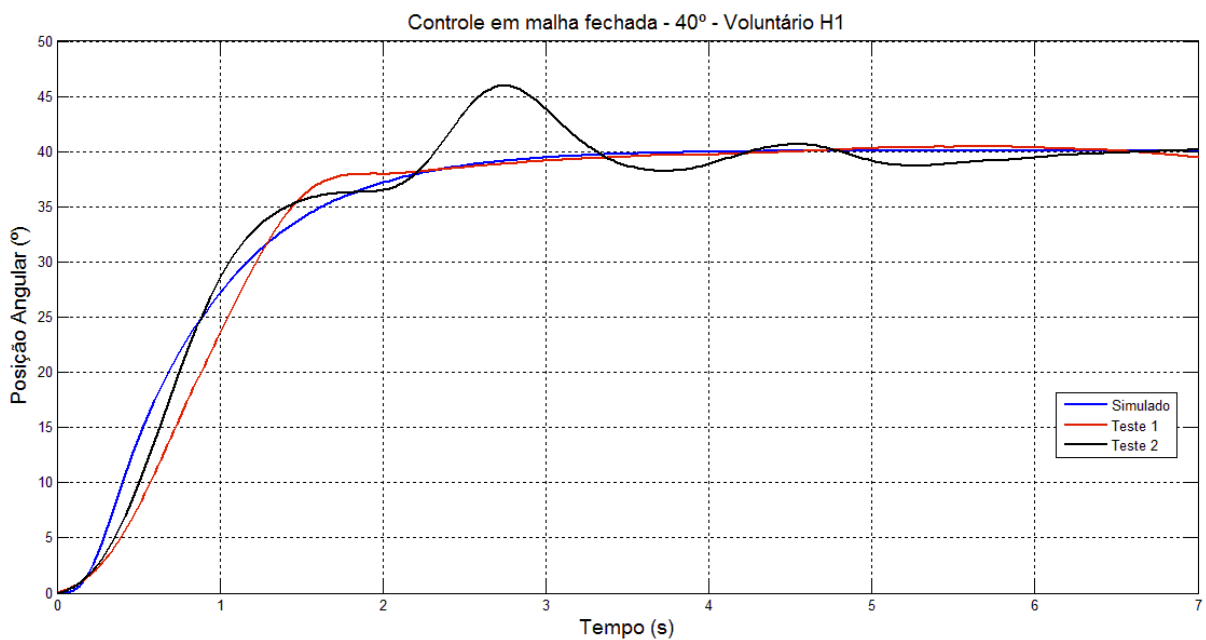
Os resultados de dois testes com o voluntário H1 para um *setpoint* de 40° é mostrado na Figura 37. O Teste 1, em vermelho, foi aplicado primeiro e atendeu todos os requisitos projetados: estável, tempo de subida menor do que 4s, 0% de *overshoot* e erro de regime nulo. O Teste 2, em preto, foi realizado após oito aplicações em malha aberta, com o objetivo de fadigar o músculo do quadríceps. Nota-se que o controlador fez com que a posição da perna ficasse oscilando em torno do *setpoint* desejado, até atingir o valor de regime. Por mais que a perna estivesse fadigada, o controlador foi estável e conseguiu atingir o *setpoint*. Entretanto os critérios foram melhores atendidos quando os músculos estavam sem fadiga.

Figura 36 - Curvas dos valores singulares de sensibilidade do modelo real e do limitante para o voluntário H1.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 37 - Controle em malha fechada para o *setpoint* de 40° para o voluntário H1.



Fonte: Elaboração própria.

6.2.2 Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário H2

Para o projeto do controlador com critérios de estabilidade, tempo de acomodação entre 3s e 4s e sem *overshoot* para o voluntário H2, os valores dos parâmetros de formação da malha, L e μ , do parâmetro de recuperação da malha objetivo ρ , e de K_C e K_F e a função de transferência do controlador com polo na origem em tempo contínuo e discreto estão apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 – Dados do controlador obtido para o voluntário H2.

Descrição	Valores/Funções de Transferência
Parâmetros da formação e recuperação da malha	$L = \begin{bmatrix} 20 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mu = 0,1, \rho = 10^{-6}$
K_C e K_F	$K_C = [0,0143 \quad 0,4071 \quad 1,1815] \times 10^3, K_F = \begin{bmatrix} 200 \\ 0,8151 \\ 6,4593 \end{bmatrix}$
Controlador com polo na origem	$K(s) = \frac{10820s^2 + 118200s + 312600}{s^4 + 25,92s^3 + 306s^2 + 1858s}$
Controlador discretizado	$K(z) = \frac{0,9314z^4 + 0,1927z^3 - 1,66z^2 - 0,1733z + 0,7484}{z^4 - 3,495z^3 + 4,598z^2 - 2,698z + 0,5958}$

Fonte: Elaboração própria.

Os critérios de desempenho nominal e estabilidade robusta foram atendidos para todas as faixas de frequência, enquanto que, de maneira similar ao caso do voluntário H1, o sistema em malha fechada garante desempenho robusto apenas para baixas frequências, ou seja, apenas para frequências em que a curva dos valores singulares de GR fica abaixo da curva limitante.

Vale mencionar mais uma vez que o fato do desempenho robusto não ser cumprido não torna o controlador inadequado, uma vez que os movimentos desejados de extensão da perna são de baixa frequência, onde o controlador garante desempenho nominal e robusto e estabilidade robusta.

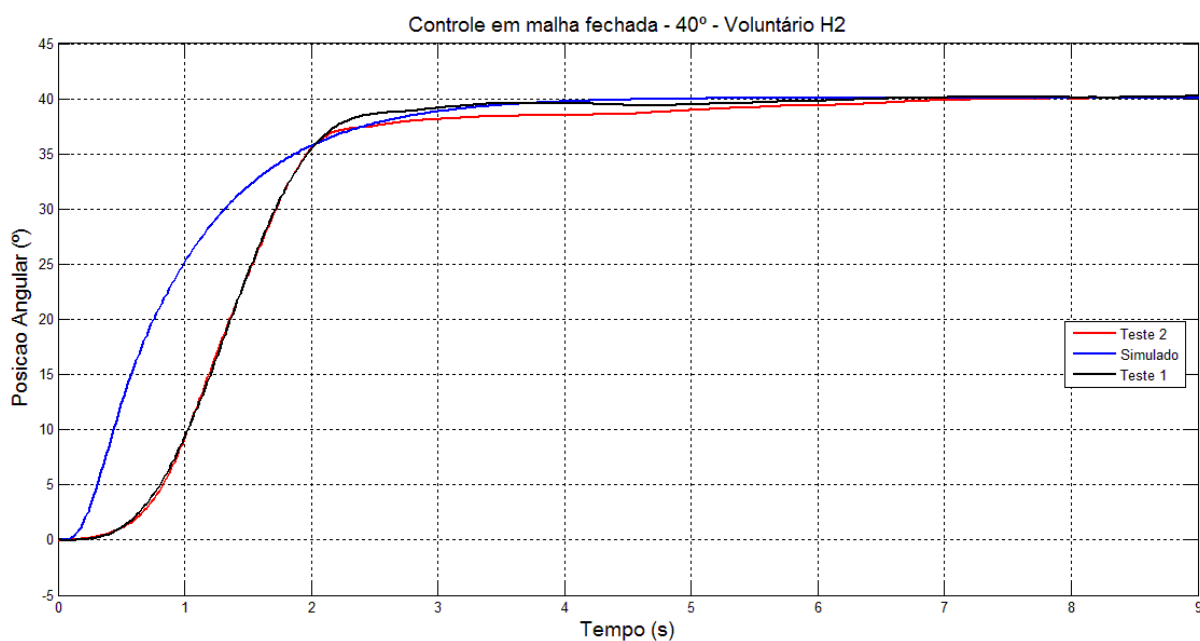
Foram realizados dois testes de controle em malha fechada com o *setpoint* de 40°, cuja as curvas do deslocamento angular da posição da perna podem ser vistas na Figura 38.

A curva em azul é o resultado da simulação do controle em malha fechada, a curva em preto é o resultado do Teste 1 e a curva em vermelho é o resultado do Teste 2. É possível observar que nos dois testes os critérios estabelecidos foram cumpridos

O voluntário H2 apresentou uma grande susceptibilidade à fadiga e teve grandes variações durante os testes em malha aberta, portanto o Teste 2 foi realizado após a realização de três aplicações de FES em malha aberta a fim de verificar a robustez do controlador, que foi atendida.

Houve uma diferença entre a parte transitória da curva obtida da simulação e das curvas obtidas experimentalmente, entretanto o tempo de acomodação foi atendido. Essa diferença pode ser atribuída pela aproximação do modelo de segunda ordem utilizado como nominal.

Figura 38 - Controle em malha fechada para o *setpoint* de 40° para o voluntário H2.



Fonte: Elaboração própria.

6.2.3 Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário H3

Para o projeto do controlador com critérios de estabilidade, tempo de acomodação entre 2s e 3s e sem *overshoot* para o voluntário H3, os valores dos parâmetros de formação da malha, L e μ , do parâmetro de recuperação da malha objetivo ρ , e de K_C e K_F e a função de transferência do controlador com polo na origem em tempo contínuo e discreto estão apresentados na Tabela 5.

Os critérios de desempenho nominal e estabilidade robusta foram atendidos para todas as faixas de frequências. Mais uma vez, o sistema em malha fechada garante desempenho robusto apenas para baixas frequências, ou seja, apenas para frequências em que a curva dos valores singulares de G_R fica abaixo da curva limitante.

Tabela 5 - Dados do controlador obtido para o voluntário H3.

Descrição	Valores/Funções de Transferência
Parâmetros da formação e recuperação da malha	$L = \begin{bmatrix} 30 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mu = 0,1, \rho = 10^{-6}$
K_C e K_F	$K_C = [0,0157 \quad 0,9895 \quad 1,6647] \times 10^3, K_F = \begin{bmatrix} 300 \\ 0,5741 \\ 6,3224 \end{bmatrix}$
Controlador com polo na origem	$K(s) = \frac{15810s^2 + 206900s + 689400}{s^4 + 29,88s^3 + 406,1s^2 + 2853s}$
Controlador discretizado	$K(z) = \frac{1,337z^4 + 0,3288z^3 - 2,325z^2 - 0,2877z + 1,029}{z^4 - 3,421z^3 + 4,41z^2 - 2,539z + 0,5505}$

Fonte: Elaboração própria.

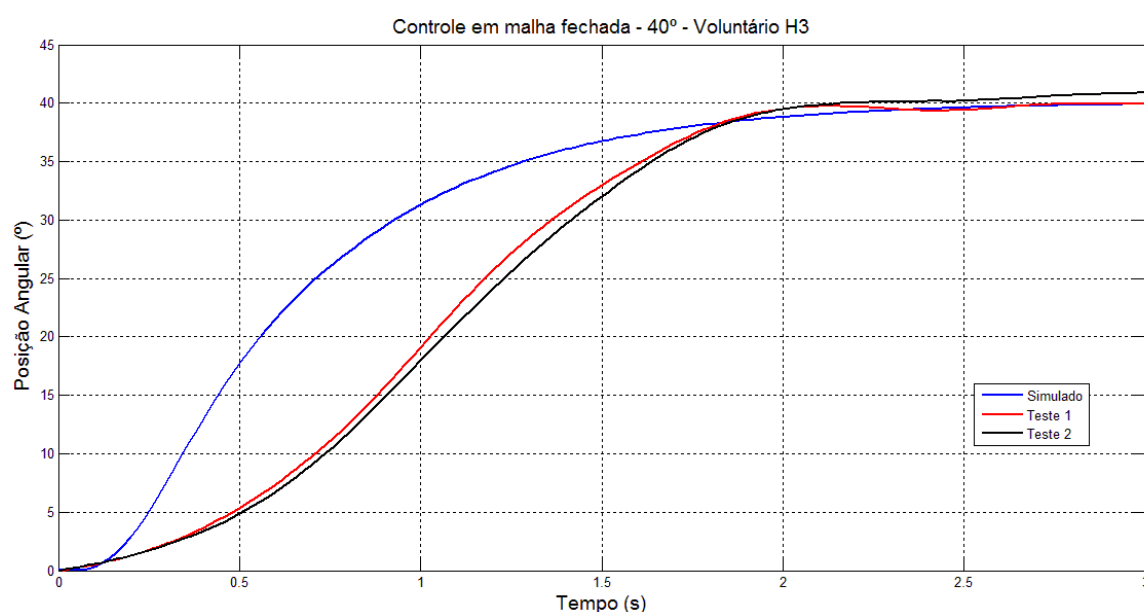
Foram realizados dois testes de controle em malha fechada com o *setpoint* de 40°, cujas curvas do deslocamento angular da posição da perna podem ser vistas na Figura 39.

A curva em azul é o resultado da simulação do controle em malha fechada, a curva em vermelho é o resultado do Teste 1 e a curva em preto é o resultado do Teste 2. É possível observar que nos dois testes os critérios estabelecidos foram cumpridos

O Teste 2 foi realizado após três aplicações de FES em malha aberta.

Para o voluntário H3 também houve uma diferença entre a parte transitória da curva obtida da simulação e as curvas obtidas experimentalmente, contudo o tempo de acomodação foi atendido.

Figura 39 - Controle em malha fechada para o *setpoint* de 40° para o voluntário H3.



Fonte: Elaboração própria.

6.2.4 Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário H4

Para o projeto do controlador com critérios de estabilidade, tempo de acomodação entre 2s e 3s e sem overshoot para o voluntário H4, os valores dos parâmetros de formação da malha, L e μ , do parâmetro de recuperação da malha objetivo ρ , e de K_C e K_F e a função de transferência do controlador, com polo na origem em tempo contínuo e discreto, estão apresentados na Tabela 6.

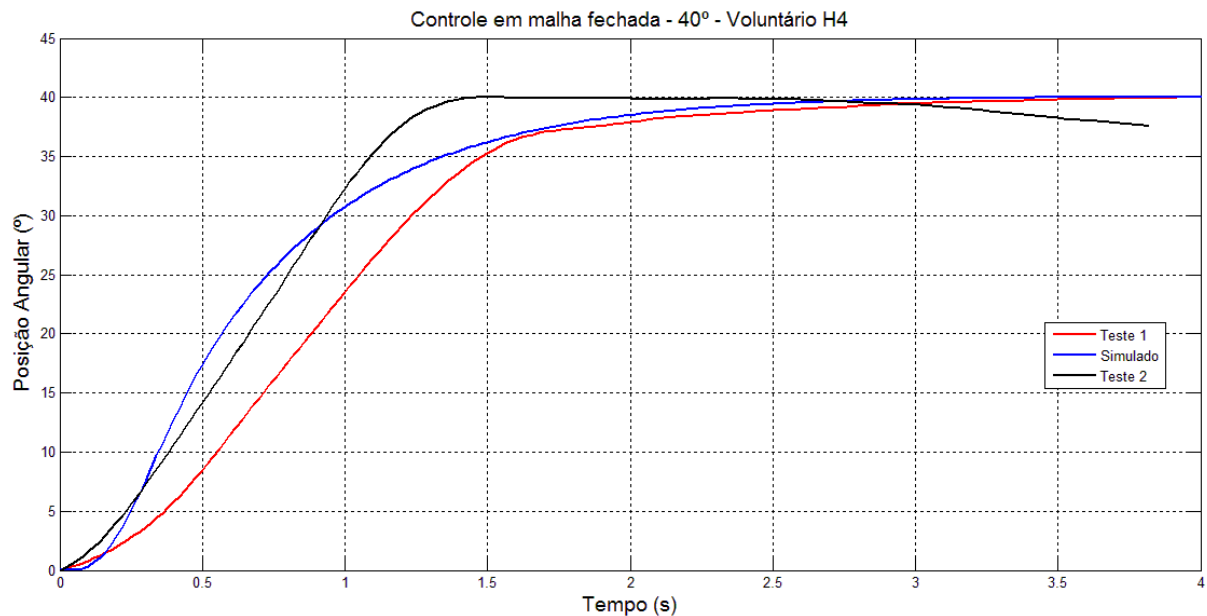
Tabela 6 - Dados do controlador obtido para o voluntário H4.

Descrição	Valores/Funções de Transferência
Parâmetros da formação e recuperação da malha	$L = \begin{bmatrix} 25 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mu = 0,1, \rho = 10^{-6}$
K_C e K_F	$K_C = [0,0042 \quad 0,3484 \quad 1,0773] \times 10^4, K_F = \begin{bmatrix} 250 \\ 0,2163 \\ 5,2263 \end{bmatrix}$
Controlador com polo na origem	$K(s) = \frac{67490s^2 + 1302000s + 6335000}{s^4 + 61,47s^3 + 1798s^2 + 26520s}$
Controlador discretizado	$K(z) = \frac{4,456z^4 + 1,569z^3 - 7,204z^2 - 1,291z + 3,026}{z^4 - 2,843z^3 + 3,097z^2 - 1,551z + 0,2958}$

Fonte: Elaboração própria.

Os critérios de desempenho nominal e estabilidade robusta foram atendidos para todas as faixas de frequências. O critério de desempenho robusto foi atendido apenas para baixas frequências.

Foram realizados dois testes de controle em malha fechada com o *setpoint* de 40°, cuja as curvas do deslocamento angular da posição da perna podem ser vistas na Figura 40.

Figura 40 - Controle em malha fechada para o *setpoint* de 40° para o voluntário H4.

Fonte: Elaboração própria.

A curva em azul é o resultado da simulação do controle em malha fechada, a curva em vermelho é o resultado do Teste 1 e a curva em preto é o resultado do Teste 2. É possível

observar que no Teste 1, apesar da diferença recorrente entre o transitório da curva obtida pela simulação e a curva experimental, os critérios estabelecidos foram cumpridos. No Teste 2, realizado após três aplicações de FES em malha aberta, o tempo de acomodação foi mais rápido, e após um período em que a posição da perna permanecia na posição desejada, o ângulo da posição da perna começou a decrescer e o controlador não garantiu o erro de regime nulo. O voluntário H4 foi o que apresentou maiores variações das curvas obtidas entre os testes em malha aberta, portanto esse comportamento indesejado pode ser atribuído à fadiga muscular.

6.2.5 Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário P1

Foram projetados dois controladores para o voluntário paraplégico P1.

O primeiro controlador deve garantir estabilidade e tempo de acomodação entre 9s e 10s e sem *overshoot*. Esse longo tempo de acomodação foi escolhido para que a variação da posição angular da perna do voluntário paraplégico acontecesse bem lentamente para o executor poder acompanhar visualmente o deslocamento da perna e fazer uma avaliação de qualquer distúrbio que pudesse influenciar o sistema ao longo de uma aplicação do controle em malha fechada.

Os valores dos parâmetros de formação da malha, L e μ , do parâmetro de recuperação da malha objetivo ρ , e de K_C e K_F e a função de transferência do controlador 1 com polo na origem em tempo contínuo e discreto estão apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 - Dados do controlador 1 obtido para o voluntário P1.

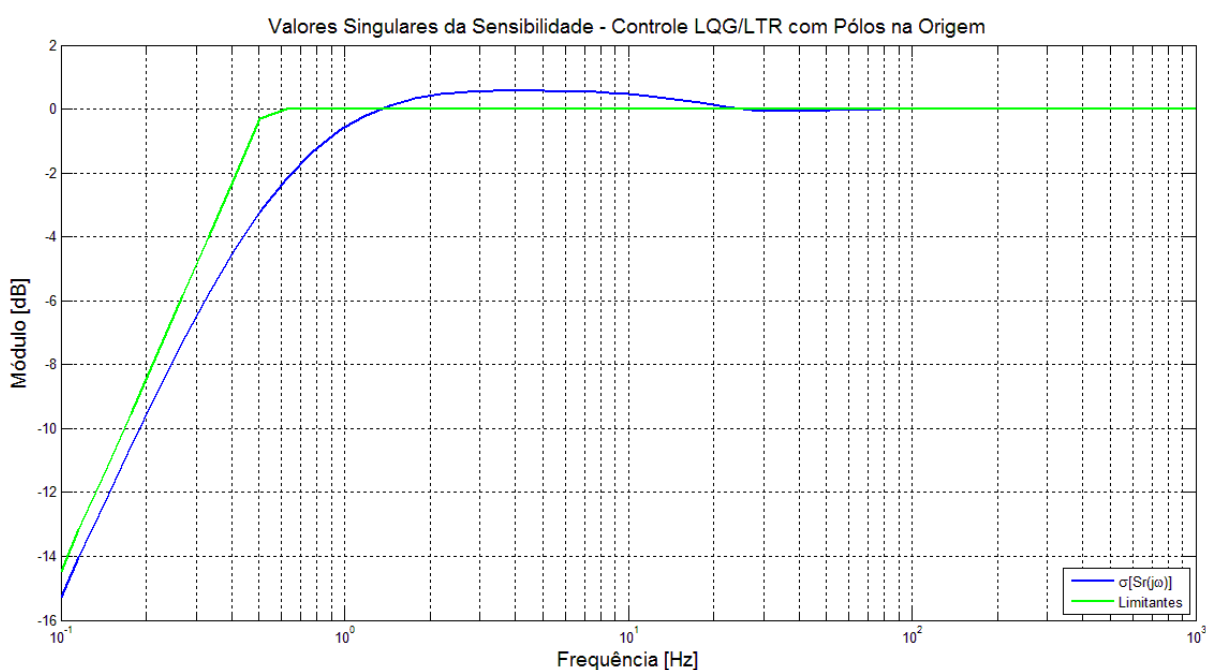
Descrição	Valores/Funções de Transferência
Parâmetros da formação e recuperação da malha	$L = \begin{bmatrix} 20 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mu = 0,1, \rho = 10^{-6}$
K_C e K_F	$K_C = [0,003 \quad 0,3579 \quad 1,4996] \times 10^4, K_F = \begin{bmatrix} 200 \\ 0,1789 \\ 2,9093 \end{bmatrix}$
Controlador com polo na origem	$K(s) = \frac{50250s^2 + 62270s + 1691000}{s^4 + 42,61s^3 + 865,4s^2 + 8875s}$
Controlador discretizado	$K(z) = \frac{3,723z^4 + 0,8629z^3 - 6,539z^2 - 0,774z + 2,904}{z^4 - 3,177z^3 + 3,83z^2 - 2,08z + 0,4282}$

Fonte: Elaboração própria.

Os critérios de desempenho nominal e estabilidade robusta foram atendidos para todas as faixas de frequências. O critério de desempenho robusto foi atendido apenas para baixas frequências, entretanto o trecho da curva em que os valores singulares da sensibilidade de GR estavam acima dos valores singulares do limitante, essa ultrapassagem foi pequena, não apresentando grande influência sobre o desempenho robusto do sistema. O gráfico com essas informações pode ser visto na Figura 41.

Foi realizado um teste de controle em malha fechada com o *setpoint* de 40°, cujas curvas do deslocamento angular da posição da perna podem ser vistas na Figura 42.

Figura 41 - Curvas dos valores singulares de sensibilidade do modelo real e do limitante para o voluntário P1.



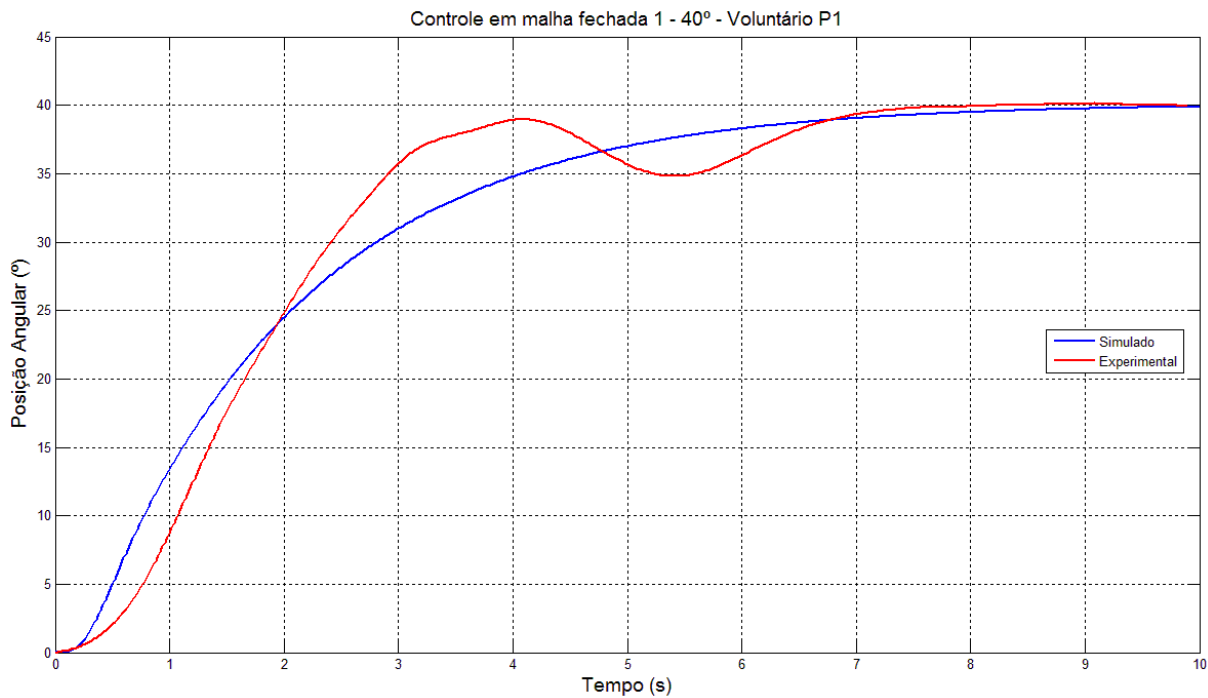
Fonte: Elaboração própria.

A curva em azul é o resultado da simulação do controle em malha fechada, a curva em vermelho é o resultado do teste.

Pode-se observar pela análise da Figura 42 que o controlador atendeu os requisitos impostos, o transitório experimental acompanhou bem o simulado, apresentando algumas oscilações.

Após o teste de controle em malha fechada foi aplicado um teste em malha aberta, que demonstrou um certo nível de fadiga da perna, induzido pelo grande período de estimulação do teste anterior. Desta forma, foi projetado um novo controlador com tempo de acomodação menor, entre 4s e 5s.

Figura 42 - Controle em malha fechada com o controlador 1 com *setpoint* de 40° para o voluntário P1.



Fonte: Elaboração própria.

Os valores dos parâmetros de formação da malha, L e μ , do parâmetro de recuperação da malha objetivo ρ , e de K_C e K_F e a função de transferência do controlador 2 com polo na origem em tempo contínuo e discreto estão apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 - Dados do controlador 2 obtido para o voluntário P1.

Descrição	Valores/Funções de Transferência
Parâmetros da formação e recuperação da malha	$L = \begin{bmatrix} 40 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mu = 0,1, \rho = 10^{-6}$
K_C e K_F	$K_C = [0,03 \quad 0,3579 \quad 1,4996] \times 10^4, K_F = \begin{bmatrix} 400 \\ 0,6339 \\ 5,4762 \end{bmatrix}$
Controlador com polo na origem	$K(s) = \frac{96360s^2 + 1209000s + 3382000}{s^4 + 43,05s^3 + 884s^2 + 9254s}$
Controlador discretizado	$K(z) = \frac{7,119z^4 + 1,672z^3 - 12,48z^2 - 1,494z + 5,536}{z^4 - 3,169z^3 + 3,811z^2 - 2,066z + 0,4245}$

Fonte: Elaboração própria.

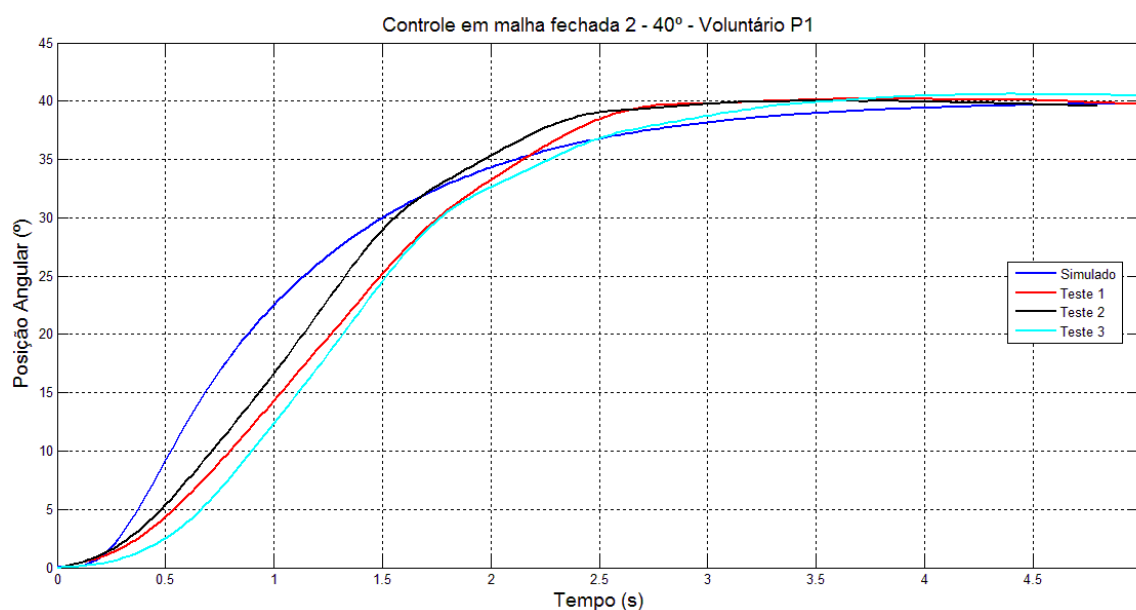
Os critérios de desempenho nominal e estabilidade robusta foram atendidos para todas as faixas de frequências. O critério de desempenho robusto foi atendido apenas para baixas frequências.

Foram realizados três testes com o controlador em malha fechada para o *setpoint* de 40° e dois para o *setpoint* de 45° . As curvas do deslocamento angular da posição da perna para o *setpoint* de 40° podem ser vistas na Figura 43 e para o *setpoint* de 45° na Figura 44.

Como a perna do voluntário P1 já apresentava fadiga, os testes de controle em malha fechada foram realizados sequencialmente, sem aplicações em malha aberta entre eles.

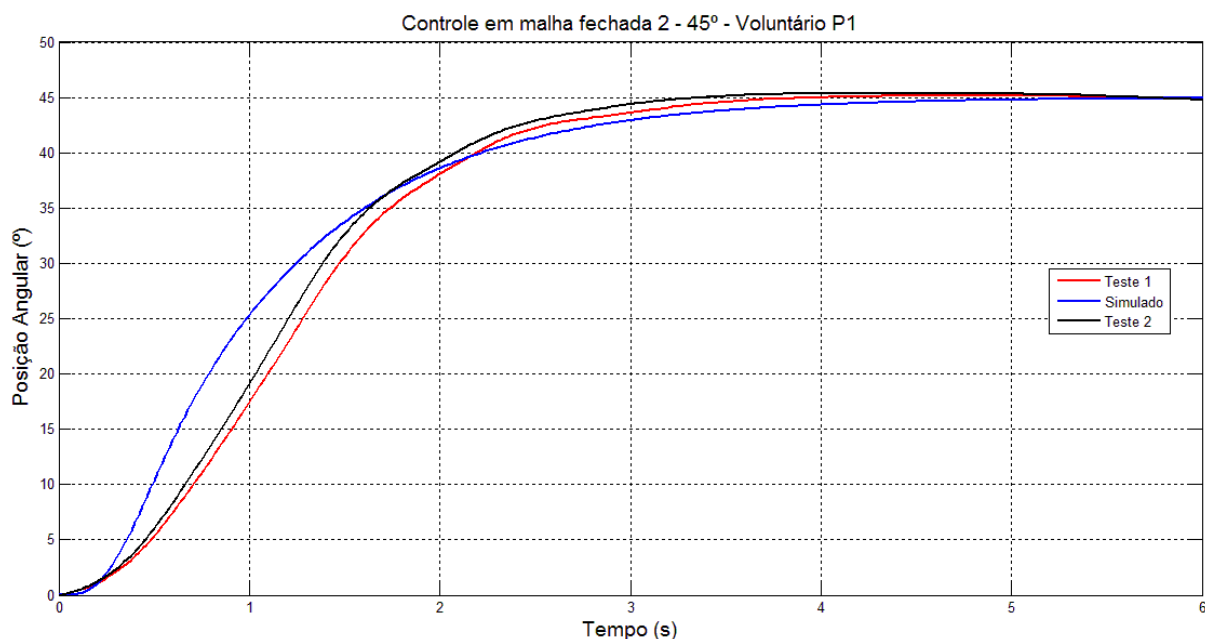
Ao observar as respostas experimentais do controle em malha fechada para ambos *setpoints* e compará-los com as respostas simuladas, é possível afirmar que o controlador cumpriu todos os requisitos impostos.

Figura 43 - Controle em malha fechada com o controlador 2 com *setpoint* de 40° para o voluntário P1.



Fonte: Elaboração própria.

Figura 44 - Controle em malha fechada com o controlador 2 com *setpoint* de 45° para o voluntário P1.



Fonte: Elaboração própria.

6.2.6 Testes de Controle em Malha Fechada com o Voluntário P2

Foram projetados três controladores para o voluntário paraplégico P2.

O primeiro controlador deve garantir estabilidade e tempo de acomodação entre 9s e 10s e sem overshoot. Esse longo tempo de acomodação foi escolhido pelo mesmo motivo apresentado para o paraplégico P1.

Os valores dos parâmetros de formação da malha, L e μ , do parâmetro de recuperação da malha objetivo ρ , e de K_C e K_F e a função de transferência do controlador 1 com polo na origem em tempo contínuo e discreto estão apresentados na Tabela 9.

Os critérios de desempenho nominal e estabilidade robusta foram atendidos para todas as faixas de frequências. O critério de desempenho robusto foi atendido apenas para baixas frequências.

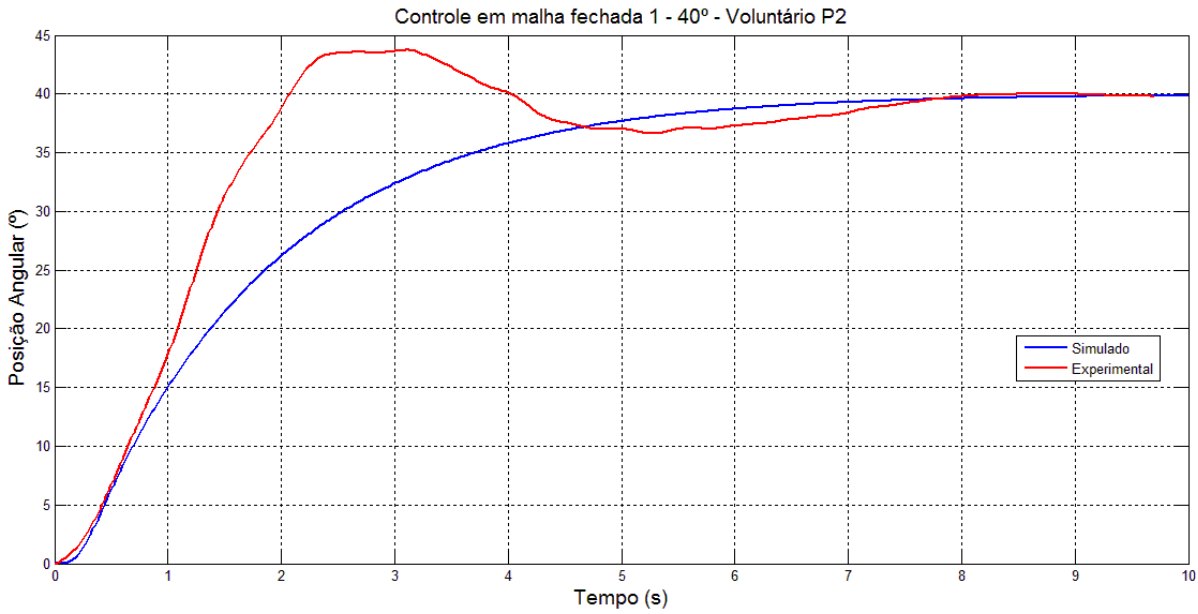
Foi realizado um teste de controle em malha fechada com o *setpoint* de 40°, cujas curvas do deslocamento angular da posição da perna podem ser vistas na Figura 45.

Tabela 9 - Dados do controlador 1 obtido para o voluntário P2.

Descrição	Valores/Funções de Transferência
Parâmetros da formação e recuperação da malha	$L = \begin{bmatrix} 20 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mu = 0,1, \rho = 10^{-6}$
K_C e K_F	$K_c = [0,0035 \quad 0,4859 \quad 1,1322] \times 10^4, K_F = \begin{bmatrix} 200 \\ 0,1479 \\ 4,2911 \end{bmatrix}$
Controlador com polo na origem	$K(s) = \frac{56270s^2 + 756200s + 2570000}{s^4 + 48,64s^3 + 1139s^2 + 13470s}$
Controlador discretizado	$K(z) = \frac{3,972z^4 + 1,001z^3 - 6,879z^2 - 0,8734z + 3,034}{z^4 - 3,065z^3 + 3,577z^2 - 1,892z + 0,3805}$

Fonte: Elaboração própria.

Figura 45 - Controle em malha fechada com o controlador 1 com *setpoint* de 40° para o voluntário P2.



Fonte: Elaboração própria.

A curva em azul é o resultado da simulação do controle em malha fechada, a curva em vermelho é o resultado do teste. Pode-se observar que o controlador atendeu os requisitos impostos, o transitório foi diferente do simulado apresentando algumas oscilações e *overshoot* de aproximadamente 10%.

Da mesma maneira que o caso ocorrido para o paraplégico P1, ao se trabalhar com um tempo de acomodação longo o voluntário fica susceptível à aceleração da fadiga e à distúrbios, o que leva a oscilações na resposta do controlador.

Foi projetado então o controlador 2, com tempo de acomodação de aproximadamente 1,5s, para verificar a resposta do controlador a um tempo de acomodação mais rápido.

Os valores dos parâmetros de formação da malha, L e μ , do parâmetro de recuperação da malha objetivo ρ , e de K_C e K_F e a função de transferência do controlador 2 com polo na origem em tempo contínuo e discreto estão apresentados na Tabela 10.

Tabela 10 - Dados do controlador 2 obtido para o voluntário P2.

Descrição	Valores/Funções de Transferência
Parâmetros da formação e recuperação da malha	$L = \begin{bmatrix} 120 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mu = 0,1, \rho = 10^{-6}$
K_C e K_F	$K_C = [0,0035 \quad 0,4859 \quad 1,1322] \times 10^4, K_F = \begin{bmatrix} 1200 \\ 3,4 \\ 20,7 \end{bmatrix}$
Controlador com polo na origem	$K(s) = \frac{293100s^2 + 4148000s + 15420000}{s^4 + 50,75s^3 + 1244s^2 + 15970s}$
Controlador discretizado	$K(z) = \frac{20,4z^4 + 5,409z^3 - 35,01z^2 - 4,66z + 15,36}{z^4 - 3,024z^3 + 3,49z^2 - 1,831z + 0,3646}$

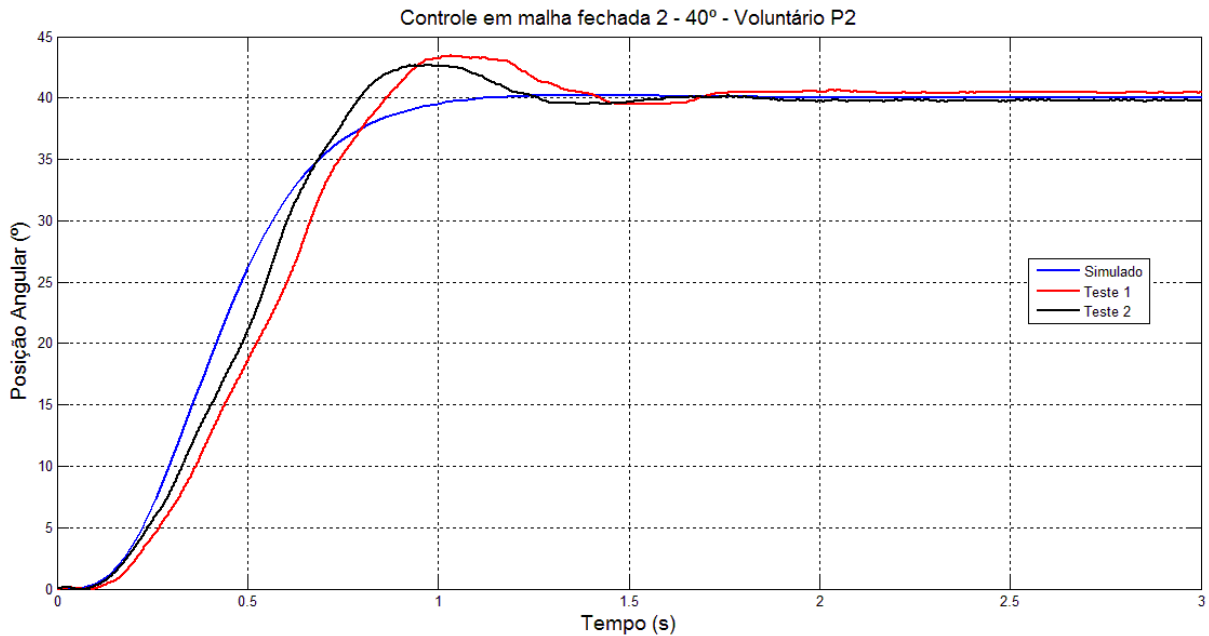
Fonte: Elaboração própria.

Os critérios de desempenho nominal e estabilidade robusta foram atendidos para todas as faixas de frequência. O critério de desempenho robusto foi atendido apenas para baixas frequências.

Foram realizados dois testes de controle em malha fechada com o *setpoint* de 40°, cuja as curvas do deslocamento angular da posição da perna podem ser vistas na Figura 46.

A curva em azul é o resultado da simulação do controle em malha fechada, a curva em vermelho é o resultado do Teste 1 e a curva em preto é o resultado do Teste 2. Nota-se que a resposta transitória acompanhou o resultado da simulação e o tempo de acomodação ocorreu por volta de 1,5s, entretanto houve o aparecimento de *overshoot*, que no pior caso foi de aproximadamente 10%.

Figura 46 - Controle em malha fechada com o controlador 2 com *setpoint* de 40° para o voluntário P2.



Fonte: Elaboração própria.

Com o objetivo de ter uma resposta em malha fechada sem *overshoot* foi projetado um novo controlador com tempo de acomodação um pouco mais lento, de aproximadamente 2s.

Os valores dos parâmetros de formação da malha, L e μ , do parâmetro de recuperação da malha objetivo ρ , e de K_C e K_F e a função de transferência do controlador 3 com polo na origem em tempo contínuo e discreto estão apresentados na Tabela 11.

Tabela 11 - Dados do controlador 3 obtido para o voluntário P2.

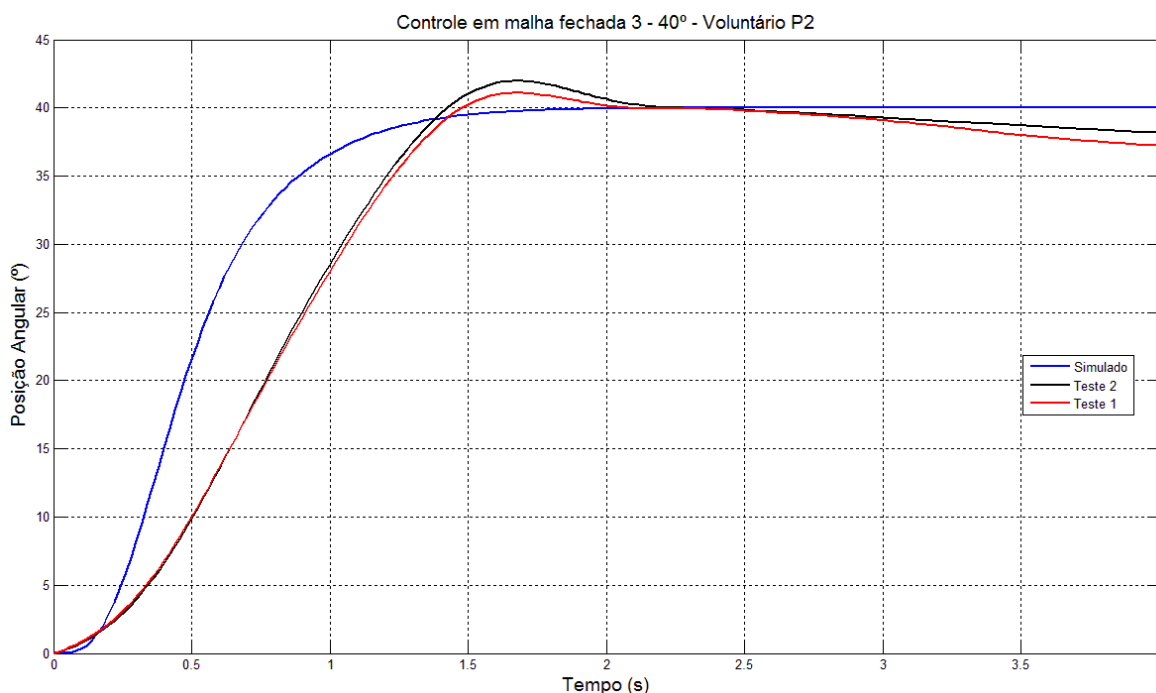
Descrição	Valores/Funções de Transferência
Parâmetros da formação e recuperação da malha	$L = \begin{bmatrix} 90 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mu = 0,1, \rho = 10^{-6}$
K_C e K_F	$K_C = [0,035 \quad 0,4859 \quad 1,1322] \times 10^4, K_F = \begin{bmatrix} 900 \\ 2,1619 \\ 16,4070 \end{bmatrix}$
Controlador com polo na origem	$K(s) = \frac{227600s^2 + 3180000s + 11570000}{s^4 + 50,2s^3 + 1216s^2 + 15300s}$
Controlador discretizado	$K(z) = \frac{15,9z^4 + 4,163z^3 - 27,36z^2 - 3,599z + 12,02}{z^4 - 3,035z^3 + 3,513z^2 - 1,847z + 0,3687}$

Fonte: Elaboração própria.

Os critérios de desempenho nominal e estabilidade robusta foram atendidos para todas as faixas de frequência. O critério de desempenho robusto foi atendido apenas para baixas frequências.

Foram realizados dois testes de controle em malha fechada com o *setpoint* de 40°, cuja as curvas do deslocamento angular da posição da perna podem ser vistas na Figura 47.

Figura 47 - Controle em malha fechada com o controlador 3 com *setpoint* de 40° para o voluntário P2.



Fonte: Elaboração própria.

Nota-se com a análise da Figura 47 que as respostas transitórias dos resultados experimentais foram muito próximas, e em comparação com a resposta simulada, houve certa diferença.

Além das repostas transitórias diferentes, os resultados experimentais continuaram apresentando *overshoot*, como no caso do controlador 2, mas agora da ordem de 5%.

Também aconteceu algo similar do ocorrido para o voluntário H4, visto na Figura 40, em que ao atingir a posição de interesse, a diminuição da largura de pulso feita pelo controlador não foi capaz de deixar a posição da perna no ângulo desejado, o que pode ser atribuído mais uma vez a fadiga muscular.

6.2.7 Comentários Gerais

Foram realizados testes em malha aberta e fechada, com voluntários hígidos e paraplégicos. Os testes em malha aberta foram utilizados para realizar a identificação dos parâmetros dos modelos matemáticos propostos neste trabalho, enquanto que os testes em malha fechada foram realizados para verificar o comportamento do controlador LQG/LTR projetado.

Nos testes em malha aberta, pode-se notar que todas as aplicações de FES resultaram em diferentes variações da posição angular da perna, inclusive para o mesmo voluntário, o que mostra que os parâmetros do modelo matemático do músculo variam a todo momento, confirmando a necessidade da utilização de controladores robustos.

Uma observação importante é que os voluntários hígidos que praticam atividade física regularmente e os voluntários paraplégicos que participam de tratamentos de reabilitação frequentemente, apresentaram menor variação da posição angular da perna entre as aplicações de FES em malha aberta. Enquanto isso, os voluntários hígidos sedentários apresentaram grande variações entre as aplicações.

As identificações dos parâmetros dos modelos real e nominal podem ser consideradas satisfatórias uma vez que as correlações do modelo real foram superiores a 0,92 e do modelo nominal superiores a 0,83, com exceção do valor de 0,76 obtido para o voluntário H4, que apresentou o maior nível de fadiga e variação durante os testes em malha aberta.

É importante ressaltar que os modelos obtidos para cada voluntário são específicos para a situação em que foi realizada os testes em malha aberta, ou seja, situação de fadiga, condições ambientais e outros, visto que os modelos mudam constantemente. O controlador projetado garantirá a robustez entre os modelos identificados, mas não necessariamente o controlador testado em momentos diferentes da identificação fornecerá respostas idênticas às simuladas.

Durante o projeto do controlador é possível verificar se os critérios de desempenho nominal, estabilidade robusta e desempenho robusto são atendidos. Em todos os projetos, para todos os voluntários, foi possível atender os critérios de desempenho nominal e estabilidade robusta para todas as frequências, entretanto o critério de desempenho robusto só foi possível ser atendido para baixas frequências, normalmente abaixo de 2Hz, o que não é um problema para a aplicação atual, uma vez que as entradas de referência são muito lentas, com frequências muito inferiores a 2Hz.

Em todos os testes em malha fechada a posição configurada no *setpoint* foi atingida com erros de regime permanente menores do que 2%. Os tempos de acomodação também foram similares aos simulados, entretanto a fase transitória foi diferente. Na aplicação atual, em que o objetivo do controlador era atingir a posição desejada dentro do tempo especificado, a diferença entre a fase transitória projetada e experimental não desqualifica o bom desempenho observado no controlador LQG/LTR. Em todos os testes o sistema em malha fechada foi estável.

Nos testes com paraplégicos com tempo de acomodação da ordem de 10s houve oscilações, e o tempo elevado de teste resultou em fadiga para os testes futuros.

Os testes com tempo de acomodação de 1,5s do voluntário P2 resultou em *overshoot*, que não estava previsto na simulação, mas que também não tem prejudica a utilização do controlador proposto, uma vez que o objetivo é que ele faça com que a perna atinja a posição desejada.

Nas aplicações de FES em malha fechada nos voluntários H4 e P2, após várias outras aplicações que induziram a fadiga nos voluntários, depois da perna atingir a posição desejada, o controlador não foi capaz de manter o ângulo. Esse fato pode ser atribuído à alta fadiga muscular.

7 CONCLUSÃO

O sistema de estimulação elétrica funcional para o controle da posição da perna desenvolvido neste trabalho atingiu o objetivo proposto. O controlador LQG/LTR, que foi utilizado pela primeira vez em um sistema de estimulação elétrica funcional, permitiu que as posições angulares desejadas, especificadas por software, fossem alcançadas pela perna do voluntário submetido à aplicação de FES, além de ter garantido a estabilidade robusta entre os modelos nominal e real.

O controlador LQG/LTR proposto neste trabalho é uma contribuição ao estado da arte apresentado, sendo uma boa alternativa aos controladores já utilizados em sistemas de estimulação elétrica para controlar a posição da perna. O uso deste controlador linear e robusto tem como uma de suas vantagens possuir uma metodologia de projeto bem definida, que resulta em uma função de transferência como controlador, que pode ser implementada de diferentes maneiras e por uma variedade de *hardwares*.

Outra vantagem é que por ser linear e ter a capacidade de tratar a diferença entre um modelo mais e menos complexo como incerteza, foi possível utilizar um modelo linear de segunda ordem como modelo nominal.

Os parâmetros dos modelos utilizados puderam ser identificações por métodos paramétricos, não sendo necessário a utilização de qualquer dado antropométrico do voluntário.

Esse conjunto de fatos evidencia o potencial do uso do controlador LQG/LTR em sistemas de estimulação elétrica funcional.

A plataforma de testes utilizada, em conjunto com o dispositivo myRIO, programado e com interface desenvolvida no software LabVIEW se mostrou versátil e segura. Essa configuração permitiu a redução do número de plataformas de controle no sistema, desta forma simplificando a implementação de controladores e o gerenciamento do sistema de estimulação elétrica funcional. Além disso, amenizou-se o problema de ruído e de referências devido à transmissão de sinais entre hardwares distintos.

A utilização de um hardware que possui um núcleo formado por um processador de tempo real se comunicando em um barramento próprio com um FPGA garante o processamento e cálculos do controlador em tempo determinístico, fazendo com que toda a informação necessária seja obtida dentro do prazo máximo estabelecido, mantendo o sincronismo e minimizando o risco de perda de informações.

O software de gerenciamento da plataforma de testes é simples e funcional, permitindo realizar todos os testes necessários para a utilização de sistemas de estimulação elétrica funcional em malha aberta e fechada, realizando inclusive a identificação de alguns modelos matemáticos.

O estimulador elétrico neuromuscular funcional permitiu realizar todos os procedimentos necessários deste trabalho. Os parâmetros de frequência e largura de pulso da FES puderam ser facilmente alterados por *software* e a amplitude por *hardware*, permitindo uma grande variedade de possibilidade de testes. Os limites de amplitude foram suficientes para promover contrações funcionais em todos os voluntários.

O próximo passo deste trabalho é a realização de testes com um número maior de voluntários paraplégicos, com o intuito de realizar uma análise estatística mais aprofundada dos resultados. Também deve-se realizar testes frequentes nos paraplégicos para verificar a melhora do fortalecimento muscular devido à FES.

Também sugere-se a utilização de sensores sem fio ou de câmeras para o monitoramento da posição, velocidade e aceleração angulares para eliminar o efeito da barra instrumentada e de qualquer artefato que possa influenciar as medições.

Mesmo com alguns avanços na tecnologia assistiva e nos tratamentos de reabilitação, muitos estudos e testes ainda precisam ser realizados. É interessante iniciar o estudo da FES nos músculos isquiotibiais, uma vez que a co-ativação deste músculo com o quadríceps pode melhorar a estabilidade do movimento do joelho. A implementação de controladores não-lineares também deve ser estudada com maior profundidade.

REFERÊNCIAS

- ABBAS, J. J.; CHIZECK, H. J. Feedback control of coronal plane hip angle in paraplegic subjects using functional neuromuscular stimulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Piscataway, v. 8, n.7, p. 687-698, 1991.
- ABBAS, J. J.; CHIZECK, H. J. Neural network control of functional neuromuscular stimulation systems: computer simulation studies. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Piscataway, v. 42, n. 11, p. 1117-1127, 1995.
- ABBAS, J.J.; TRIOLO, R. J. 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, 1997.
- AGNE, J. E. **Eletroterapia: Teoria e prática**. Santa Maria: Orium, 2005.
- AGUIRRE, L A. **Introdução à identificação de sistemas: técnicas lineares e não-lineares**. Belo Horizonte: UFMG, 2000.
- AJOUDANI, A.; ERFANIAN, A. A neuro-sliding-mode control with adaptive modeling of uncertainty for control of movement in paralyzed limbs using functional electrical stimulation.” **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Piscataway, v. 56, n. 7, p. 1771-1780, 2009.
- ALIBEIK, H. A.; SETAYESHI, S. Improved temperature control of a PWR nuclear reactor using an LQG/LTR based controller. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, Piscataway, p. 211–218, 2003.
- ATHANS, M. A tutorial on the LQG/LTR method. In: AMERICAN CONTROL CONFERENCE, 1986, Seattle. **Proceedings...** Piscataway: IEEE, 1986. p. 1289-1296
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: desvendando o sistema nervoso**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.
- BÉLANGER, M.; STEIN, R. B.; WHEELER, G. D.; GORDON, T; LEDUC, B. Electrical stimulation: can it increase muscle strength and reverse osteopenia in spinal cord injured individuals?, **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Maryland Heights, v. 81, n. 8, p. 1090-1098, 2001.
- BENTON, L. A.; BAKER, L. L.; BOWMAN, B. R.; WATERS, T. L. **Functional electrical Stimulation: a practical clinical guide**. 2. ed. Downey: Professional Staff Association of the Ranchos Los Amigos Hospital, 1979.
- BERNOTAS, L. A.; CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J. Adaptive control of electrically stimulated muscle. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Piscataway, v. 34, n. 2, p. 140-147, 1987.
- BLAZETO, A. R. **Controladores de Movimento da Articulação do Joelho de Paraplégico com PI, PID e FUZZY Takagi-Sugeno**. 2015. 188 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2015.

BINDER-MACLEOD, S.; DEAN, J.; DING, J. Electrical stimulation factors in potentiation of human quadriceps femoris. **Muscle Nerve**, Hoboken, p. 271–279, 2002.

BITTAR, C. K.; CLIQUET, A. A reabilitação com estimulação elétrica muscular em lesados medulares: aspectos epidemiológicos. **Acta Médica Portuguesa**, Lisbon, p. 527-53, 2011.

BOBET, J. Can muscle models improve FES-assisted walking after spinal cord injury?, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, London, n. 8, p. 125-132, 1998.

BOBET, J.; STEIN, R. B. A simple model of force generation by skeletal muscle during dynamic isometric contractions. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Piscataway, v. 45, n. 8, p. 1010-1016, 1998.

BRONZINO, J. D. **The biomedical engineering handbook**. Boca Raton: CRC, 1995.

CHANG, G. C.; LUH, J. J.; LIAO, G. D.; LAI, J. S.; CHENG, C. K.; KUO, B. L.; KUO, TSCHANG, G. C. A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 5, n. 1, p. 2-11, 1997.

CHANG, M.; WANG, K. Implementation of fuzzy control over fes-assisted locomotion for cva patients.” In: Annual International Conference Of The IEE Engineering In Medicine And Biology Societ. 20., 1998, Hong Kong. **Proceedings...** Hong Kong: IEEE, 1998. p. 2721-2723.

CHEN, Y. L.; CHEN, W. L. Alternative control in FES-assisted locomotion. In: IEEE EMBS Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering, 2003, Taipei. **Proceedings...** Taipei: 2003. p. 250 - 251.

CHIOU, Y. H.; TZENG, R. S.; LAI, J. S.; KUO, T. S. 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. p. 2384-2385.

CLIQUET, A.; SOLOMONIDIS, S. E.; ANDREWS, B. J.; PAUL, J. P. **FES in standing up paralyzed person: a biomedical assessment**. [S. l]: Biological Engineering Society, 1988.

CLIQUET, A.; SOLOMONIDIS, S. E.; ANDREWS, B. J. Paraplegic locomotion with neuromuscular electrical stimulation. In: NORTH SEA CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING. INTERNATIONAL FEDERATION FOR MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING, 1990, Antwerp. **Proceedings...** Antwerp: [s. n.], 1990.

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, 1990.

CRUZ, J J. **Controle multivariável robusto**. São Paulo: EDUSP, 1996.

DEAECTO, G. S.; GEROMEL, J. C. $\mathcal{H}_\infty$ state feedback switched control for discrete time-varying polytopic systems. **International Journal of Control**, Abingdon, v. 86, n. 4, p. 591-598, 2013.

DOYLE, J. C. Guaranteed margins for LQG regulators. **IEEE Transactions on Automatic Control**, Piscataway, v. 23, n. 4, p. 756-757, 1978.

DOYLE, J. C.; STEIN, G. Robustness with observers. **IEEE Transactions on Automatic Control**, Piscataway, v. 24, n. 4, p. 607-611, 1979.

DOYLE, J. C.; STEIN, G. Multivariable feedback design: concepts for a classical/modern synthesis. **IEEE Trans. on Auto. Control**, Piscataway, v. 26, n. 1, p. 4-16, 1981.

FARIA, U. C. **Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares**. 2006. 199 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Ilha Solteira, 2006.

FELAO, L. H. V.; TEODORO, R. G.; KOZAN, R. F.; URBAN, M. F. R.; MACHADO, E. R. M. D.; GAINO, R.; ALVES, C. A.; TEIXEIRA, M. C. M.; SANCHES, M. A. A.; CARVALHO, A. A. . Sistema eletrônico para geração de movimentos controlados no membro inferior de pacientes utilizando sistema MyRIO FPGA. In: CONGRESO IBEROAMERICADO DE TECNOLOGÍAS DE APOYO A LA DISCAPACIDAD, 8., 2015, Puntas Arenas. **Proceedings...** Punta Areas: [s. n.] 2015. p. 175-178.

FERRARIN, M.; D'ACQUISTO, E.; MINGRINO, A.; PEDOTTI, A. An experimental pid controller for knee movement restoration with closed loop fes system. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 1996, Amsterdam. **Proceedings...** Amsterdam: IEEE, 1996. p. 453-454.

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, 2000.

FERRARIN, M.; PALAZZO, F.; RIENER, R.; QUINTERN, J. 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, 2001.

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, 1993.

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

GAINO, R.; TEIXEIRA, M. C. M.; CARVALHO, A. A.; ASSUNÇÃO, E.; CARDIM, R.; SANCHES, M. A.; COVACIC, M. R. Realimentação derivativa e modelo fuzzy Takagi-Sugeno para controle da articulação do joelho de pacientes paraplégicos com o uso de acelerômetros." **Revista Brasileira de Engenharia Biomedica**, Rio de Janeiro, v. 27, n. 2, p. 67-78, 2011.

GALVANI, L. **Commentary on the effect of electricity on muscular motion**. Cambridge: Elizabeth Licht, 1791.

GOLLEE, H.; HUNT, K. J.; WOOD, D. E. New results in feedback control of unsupported standing in paraplegia. **IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 12, n. 1, p. 73-80, 2004.

GREGORY, M.; DIXON, W. E.; BICKEL, C. S. Impact of varying pulse frequency and duration on muscle torque production and fatigue. **Muscle and Nerve**, Hoboken, v. 35, n. 4, p. 504–509, 2007.

GUARACY, F. H. D.; SILVA, D. L. F.; FERREIRA L. H. Sobre a expansão da dinâmica de uma planta por integradores no controle LQG/LTR em tempo discreto. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE AUTOMÁTICA, 20., 2014, Belo Horizonte. **Anais...** Belo Horizonte: SBAI, 2014. p. 2253-2259.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HOLDERBAUM, W.; HUNT, K.; GOLLEE, H. Robust discrete-time H-infinity control for unsupported paraplegic standing: Experimental results. **European Journal of Control**, Amsterdam, v. 10, n. 3, p. 275-284, 2004.

HUSSAIN, Z.; YAHAYA, S.Z.; BOUDVILLE, R.; AHMAD, K.A.; MOHD NOOR, M.H. Self adaptive neuro-fuzzy control of FES-assisted paraplegics indoor rowing exercise. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON CONTROL SYSTEM, COMPUTING AND ENGINEERING, 2011, Penang. **Proceedings...** Penang: ICCSCE. 2011. p. 7-11.

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: IBGE, 1991.

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

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE. **Censo demográfico**. Rio de Janeiro: IBGE, 2010.

JAILANI, R; TOKHI, M.O.; GHAROONI, S.C. Fuzzy logic control of knee extension for fes-assisted walking with spring brake orthosis. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON SYSTEMS MAN AND CYBERNETICS, 2010, Istambul. **Proceedings...** Piscataway: IEEE, 2010. p. 379-385.

JAIME, R. P.; MATJACIC, Z.; HUNT, K. Paraplegic standing supported by FES-controlled ankle stiffness. **IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.**, Piscataway, v. 10, n. 4, p. 239-248, 2002.

JEZERNIK, S.; WASSINK, R. G. V.; KELLER, T. Sliding mode closed-loop control of FES: controlling the shank movement. **IEEE Transactions On Biomedical Engineering**, Piscataway, v. 51, n. 2, p. 263-272, 2004.

JUNQUEIRA, M. V. N. **Eletroestimulador funcional de oito canais com malha de realimentação utilizando Controlador Digital**. 2013. 102 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" Ilha Solteira, 2013.

KELLER, J. P. Interactive control system design. **Control Engineering and Practice**, Kidlington, v. 14, n. 12, p. 177-184, 2005.

KIM, J.; MILLS, J. K.; VETTE, A. H.; POPOVIC, M. R. Optimal combination of minimum degrees of freedom to be activated in the lower limbs to facilitate arm-free paraplegic standing. **ASME J. Biomed. Eng**, New York, v. 129, n. 6, p. 838-847, 2007.

KISHOR, N.; SAINI, R. P.; SINGH, S.P. LQG / LTR controller for speed governing of hydro-turbine. In: IEEE MEDITERRANEAN, 12., 2004, Dubrovnik. **Proceedings...** Piscataway: IEEE. 2004. p. 1125-1128.

KOZAN, R. F.; CARVALHO, A. A.; JUNQUEIRA, M. V. N.; SANCHES, M. A. A.; URBAN, M. F. R.; TEIXEIRA, M.; MACHADO, E. R. M. D.; PONTES, W.; COSTAL, G. Z.; GAINO, R. Controle da posição da perna de pessoas híidas utilizando um controlador PID. In: CONGRESO IBEROAMERICANO DE TECNOLOGIAS DE APOYO A LA DISCAPACIDADE, 2013, Santo Domingo. **Procedings...** Santo Domingo: IBERDISCAP, 2013. p. 190-195.

KOZAN, R. F.; SANCHES, M. A. A.; JUNQUEIRA, M. V. N.; URBAN, M. F. R.; CARVALHO, A. A.; TEIXEIRA, M.; ASSUNÇÃO, E.; MACHADO, E. R. M. D.; CARDIM, R.; GAINO, R.; COSTAL, G. Z. Controle do movimento dos membros inferiores com verificação de robustez. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2014, Uberlândia. **Anais...** Uberlândia: CBEB, 2014. p. 1022-1025.

KOZAN, R. K. **Controle da perna de pessoas híidas utilizando controlado PID**. 2012. 106 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Ilha Solteira, 2012.

KRALJ, A.; BAJD, T.; TURK, R. Electrical stimulation providing functional use of paraplegic patient muscles. **Med Progr Technol**, Bethesda, v. 7, n. 1, p. 3-9, 1980.

KUROSAWA, K.; FUTAMI, R.; WATANABE, T.; HOSHIMIYA, N. Joint angle control by FES using a feedback error learning controller. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 13, n. 3, p. 359-371, 2005.

KWAKERNAAK, H. Optimal low-sensitivity linear feedback systems. **Automatica**, v. 5, n. 3, p. 279-285, 1969.

KWAKERNAAK, H.; SIVAN, R. The maximally achievable accuracy of linear optimal regulators and linear optimal filters. **IEEE Transactions on Automatic Control**, Piscataway, v. 17, n. 1, p. 79-86, 1972.

LAN, N.; CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J. Control of end-point forces of a multijoint limb by functional neuromuscular stimulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Piscataway, v. 38, n. 10, p. 935-965, 1991.

LAN, N.; CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J. Feedback control methods for task regulation by electrical stimulation of muscles. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Piscataway, v. 38, n. 12, p. 1213-1223, 1991.

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

LEWIS, F. L.; SYRMOS, V. **Optimal control**. New York: Wiley, 1995.

LIBERSON, W. T.; HOLMQUEST, H. J.; SCOT, D.; DOW, M. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. **Arch Phys Med Rehab**, Maryland Heights, v. 42, p. 101-5, 1961.

LIN, C. L.; WU, H. C.; KUAN, Y. C.; LEE, M. H.; KUO, T. S. A multichannel programmable DSP-based FES system. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 19., 1997, Chicago. **Proceedings...** Chicago: IEEE, 1997. p. 1932-1933.

LU, C.; ZHANG, J. Design and simulation of a fuzzy-PID composite parameters' controller with MATLAB. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTER DESIGN AND APPLICATIONS, 2010. Qinhuangdao. **Proceedings...** Piscataway: IEEE, 2010. p. 308-311.

LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. A comparison of closed-loop control algorithms for regulating electrically stimulated knee movements in individuals with spinal cord injury. **IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 20, n. 4, p. 539-548, 2012.

MAIA JR, M. D. **Modelo de controlador LQG/LTR com filtro de kalman com dinâmica aumentada aplicado a sistemas de posicionamento dinâmico de estruturas oceânicas**. 2007. 256f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

MALADEN, R.; PERUMAL, R.; WEXLER, A.; BINDER-MACLEOD, S. Effects of activation pattern on nonisometric human skeletal muscle performance. **J. Appl. Physiol**, Bethesda, v. 102, n. 5, p. 1985-91, 2007.

MANSINI, M. Estimativa da incidência e prevalência de lesão medular no Brasil. **J Bras Neurocirurg**, v. 12, p. 97-100, 2001.

MARIEB, E. N.; HOEHN, K. **Anatomia e fisiologia**. 3. ed. São Paulo: Artmed, 2009.
MARION, M. S.; WEXLER, A.; HULL, M. L. Predicting non-isometric fatigue induced by electrical stimulation pulse trains as a function of pulse duration. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, London, v. 10, n. 13, p. 1-16, 2013

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

MATJACIC, Z.; BAJD, T. Arm-free paraplegic standing - part II: experimental results. **IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 6, n. 2, p. 139-150, 1998.

MATOS, E. J.; SOUZA, R. N.; SOUZA, J. R. B. Using stabilizer dynamic pre-compensator to design robust controllers for an unstable MIMO system. **IEEE Latin America Transactions**, Piscataway, v. 6, n. 1, p. 35-41, 2008.

MCCAIN, K. J.; FARRAR, M.; SMITH, P. S. Gait Recovery in a Girl With Ischemic Spinal Cord Stroke. **Pediatric Physical Therapy**, Philadelphia, v. 27, p. 190-199, 2015.

MIRIZARANDI, A. R.; ERFANIAN, A.; KOBRAVI, H. R. Adaptive inverse control of the knee joint position in paraplegic subject using recurrent neural network. In: ANNUAL CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION SOCIETY, 10., 2005, Quebec. **Proceedings...** Quebec: [s. n.], 2005. p. 1-3.

MIZRAHI, J. Fatigue in muscles activated by functional electrical stimulation. **Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine**, Danbury, v. 9, n. 2, p. 93-129, 1997.

MOHAMMED, S.; FRAISSE, P.; GUIRAUD, D.; POIGNET, P.; EL MAKSSOUD, H. Towards a co-contraction muscle control strategy for paraplegics. In: IEEE Conference on Decision and Control, and the European Control Conference, 44., 2005, Seville. **Proceedings...** Seville: IEEE, 2005. p. 7428-7433.

MUTTI, C. G. **Avaliação das capacidades funcionais de pacientes paraplégicos por trauma raquimedular que frequentam e que não frequentam um centro de reabilitação.** 2008. 77 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

NATIONAL INSTRUMENTS. **LabVIEW system identification toolkit user manual.** Austin, 2006. 56 p.

NATHAN, R.; TAVI, M. The influence of stimulation pulse frequency on the generation of joint movement in upper limb. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Piscataway, v. 37, n. 3, p. 317-322, 1990.

NEKOUKAR, V.; ERFANIAN, A. Adaptive fuzzy terminal sliding mode control for a class of MIMO uncertain nonlinear systems. **Fuzzy Sets and Systems**, Amsterdam, v. 179, n. 1, p.34-49, 2011.

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

NOGUEIRA, A. **Controle robusto h_{∞} de sistemas discretos sujeitos a restrições no controle e na saída.** 2009. Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2009.

PACKMAN-BRAUN, R. 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. 51-6, 1988.

PAULA, C. F. **Princípio de recuperação da malha objetivo aplicado ao controle H infinito**. 2013. 119 f. Tese (Doutorado em Ciências em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Itajubá - UNIFEI, Itajubá, 2013.

PECKHAM, P. H.; KNUTSON, J. S. Functional Electrical Stimulation For Neuromuscular Applications. **Annu. Rev. Biomed. Eng.**, Palo Alto, v. 7, p. 327-60, 2005.

PETROFSKY, J. S. Electrical stimulation: neurophysiological basis and application. **Basic Appl Myol**, Pavia, v. 14, n. 4, p. 205-13, 2004.

PREVEDI, F.; CARPANZANO, E. Design of a gain scheduling controller for knee-joint angle control by using functional electrical stimulation. **IEEE Transactions On Control Systems Technology**, Piscataway, v. 11, n. 3, p. 310–324, 2003.

POPOVIC, M. R.; KELLER, T. I.; PAPPAS, I. P. I.; DIETZ, V.; MORARI, M. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses. **IEEE Engineering in Medicine and Biology**, Piscataway, v. 20, n. 1, p. 82–93, 2001.

PUGLIESE, L. F. **Uma estratégia de controle multi-modelo LQG/LTR aplicada a um sistema não linear de levitação magnética**. 2015. Dissertação (Mestrado em Ciência em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Itajubá - UNIFEI, Itajubá, 2015.

RABISCHONG, E. Surface action potentials related to torque output in paraplegics electrically stimulated quadriceps muscle. **Med Eng Phys**, London, v. 18, n. 7, p. 538-47, 1996.

REYNOLDS, C.; OSUAGWU, B. A.; VUCKOVIC, A. Influence of motor imagination on cortical activation during functional electrical stimulation. **Clinical Neurophysiology**, Shannon, v. 126 p. 1360-1369, 2015.

RIENE, 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**. [S.l.: s.n.], 2008.

ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. **Clinical electrophysiology**: electrotherapy and electrophysiologic testing. 2 ed. New York: William & Wilkins, 1995.

ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia clínica**: eletroterapia, e teste fisiológico. Porto Alegre: Arned, 2001.

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. **Phys Ther**, Philadelphia, v. 72, n. 11, p. 800-6, 1992.

SAFONOV, M. G.; LAUB, A. J.; HARTMANN, G. L. Feedback properties of multivariable systems: the role and use of the return difference matrix. **IEEE Transactions on Automatic Control**, Piscataway, v. 26, n. 1, p. 47-65, 1981.

SALMONS, S. The adaptative capacity of skeletal muscle and its relevance to some therapeutic uses of eletrical stimulation. In: INT SYMP CELL BIOLOGY AND CLINICAL MANAGEMENT, 1985, [S. l.]. **Proceedings...** [S. l.: s. n.], 1985. p. 28-30.

SANCHES, M. A. A.; GAINO, R.; KOZAN, R. F.; TEIXEIRA, M. C. M.; CARVALHO, A. A.; COVACIC, M. R.; ALVES, C. A.; URBAN, M. F. R.; JUNQUEIRA, M. V. N.; CARDIM, R.; ASSUNÇÃO, E.; GENTILHO JR, E. Digital controller design considering hardware constraints: application in a paraplegic patient. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v.30, n.3, p. 232-241, 2014.

SANCHES, M. A. A. **Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos em paraplégicos**. 2013. 184 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" – UNESP, Ilha Solteira, 2013.

SANG, M. S.; CHUNG, C. C.; SEUNG, H. L. Discrete-time LQG/LTR dualstage controller design in magnetic disk drives. **IEEE Transactions on Magnetics**, Piscataway, v. 37, n. 4, p. 1891-1895, 2001.

SILVA, E. R. P.; ASSUNÇÃO, E.; TEIXEIRA, M. C. M.; FARIA, F. A. Estabilização de sistemas fuzzy t-s incertos usando realimentação derivativa. **Controle & Automação**, Campina, v. 22, n. 3, p. 273-283, 2011.

SILVA, J. L. V. P. **Sobre a parametrização da malha objetivo no controle LQG/LTR em tempo discreto**. 2015. 71 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Itajubá – UNIFEI, Itajubá, 2015.

SKOGESTAD, S.; POSTLETHWAITE, I. **Multivariable feedback control: Analysis and Design**. 2. ed. New York: Wiley, 2005.

STEGATH, K.; SHARMA, N.; GREGORY, C.; DIXON, W. E. An extremum seeking method for non-isometric neuromuscular electrical stimulation. In: IEEE INT. CONF. SYST. MAN CYBERN, 2007, Montreal. **Proceddings...** Piscataway: IEEE, 2007. p. 2528-2532.

STEIN, G.; ATHANS, M. The LQG/LTR procedure for multivariable feedback control design. **IEEE Transactions on Automatic Control**, Piscataway, v. 32, n. 2 , p. 105-114, 1987.

SWEENEY, J. Skeletal muscle response to electrical stimulation. In: REILLY, J. **Applied bioelectricity: from electrical stimulation to electropathology**. New York: Springer, 1998. p. 299–340.

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

TEIXEIRA, M. C. M.; DAECTO, G. S.; GAINO, R.; ASSUNÇÃO, E.; CARVALHO, A. A.; MACHADO, E. R. M.; SILVA, T. I. Projeto de um controlador linear para variar o ângulo de articulação do joelho de um paciente paraplégico. In: BRAZILIAN CONFERENCE ON DYNAMICS, CONTROL AND THEIR APPLICATIONS, 2007, São José do Rio Preto. **Anais ...** São José do Rio Preto: DINCON, 2007.

TEIXEIRA, M. C. M.; DAECTO, G. S.; GAINO, R.; ASSUNÇÃO, E.; CARVALHO, A. A.; FARIA, U. C. 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.

THOMAS, C. K.; NELSON, G.; THAN, L.; ZIJDEWIND, I. Motor unit activation order during electrically evoked contractions of paralyzed or partially paralyzed muscles. **Muscle Nerve**, Hoboken, v. 26, n. 2, p. 797-804, 2002.

VETTE, A. H.; MASANI, K.; KIM, J. Y.; POPOVIC, M. R. Closed-loop control of FES-assisted arm-free paraplegic standing: a feasibility study. **Neuromodulation**, Hoboken, v. 12, n. 1, p. 22-32, 2009.

WANG, N.; SHARMA, M.; JHONSON, M.; GREGORY, C. M.; DIXON, W. E. Adaptive inverse optimal neuromuscular electrical stimulation. **IEEE Transactions on Cybernetics**, v. 43, n. 6, p. 1710-1718, 2013.

WIELER, M.; STEIN, R. B.; LUDOUCEUR, M.; WHITTAKER, M.; SMITH, A. W.; NAAMAN, S.; BARBEAU, H.; BUGARESTI, J.; AIMONE, E. Multicenter evaluation of electrical stimulation systems for walking. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 5, p. 495-500, 1999.

WILHERE, G. F.; GRACO, P. E.; CHIZECK, H. J. Design and evaluation of 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, 1985.

WU, H. C.; YOUNG, S. T.; KUO, T. S. 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.

YOUNG, K. D.; UTKIN, V. I.; OZGUNER, U. A control engineer's guide to sliding mode control. **IEEE Transactions On Control Systems Technology**, Piscataway, v. 7, n. 3, p. 328-342, 1999.

ZAREI, J.; MONTAZERI, A.; MOTLAGH, M. R. J.; POSHTAN, J. Design and comparison of LQG/LTR and hinf controllers for a VSTOL flight control system. **Journal of the Franklin Institute**, Kidlington, v. 344, p. 577-594, 2006.

ZHANG, J.; SHI, P.; XIA, Y. Robust Adaptive Sliding-Mode Control for Fuzzy Systems With Mismatched Uncertainties. **IEEE Transactions On Fuzzy Systems**, Piscataway, v. 18, n. 4, p. 700-711, 2010.

ZOLOTAS, A. C.; CHAUDHURI, B.; JAIMOUKHA, I. M.; KORBA, P. A study on LQG/LTR control for damping inter-area oscillations in power systems. **IEEE Transactions on Control Systems Technology**, Piscataway, v. 15, n. 1, p. 151-160, 2007.

ZUBEN, V. **Tópicos avançados**: controle robusto, controle adaptativo e controle inteligente. Campinas: Universidade Estadual de Campinas, 2013.