



GUILHERME NUNES NOGUEIRA NETO

**VIABILIDADE DO EMPREGO DE MECANOMIOGRAFIA NO CONTROLE MOTOR
ARTIFICIAL EM LESADOS MEDULARES EMPREGANDO ESTIMULAÇÃO ELÉ-
TRICA NEUROMUSCULAR**

CAMPINAS

2013

i



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO**

GUILHERME NUNES NOGUEIRA NETO

**VIABILIDADE DO EMPREGO DE MECANOMIOGRAFIA NO CONTROLE MOTOR
ARTIFICIAL EM LESADOS MEDULARES EMPREGANDO ESTIMULAÇÃO ELÉ-
TRICA NEUROMUSCULAR**

**Orientadora: Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button
Coorientador: Prof. Dr. Percy Nohama**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica, na área de Engenharia Biomédica.

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA TESE
DEFENDIDA PELO ALUNO GUILHERME NUNES NOGUEIRA NETO
E ORIENTADO PELA PROFA. DRA. VERA LÚCIA DA SILVEIRA NANTES BUTTON

CAMPINAS

2013

iii

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Área de Engenharia e Arquitetura
Rose Meire da Silva - CRB 8/5974

N689v Nogueira Neto, Guilherme Nunes, 1978-
Viabilidade do emprego de mecanomiografia no controle motor artificial em
lesados medulares empregando estimulação elétrica neuromuscular / Guilherme
Nunes Nogueira Neto. – Campinas, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Vera Lúcia da Silveira Nantes Button.

Coorientador: Percy Nohama.

Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de
Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Estimulação elétrica. 2. Paraplegicos - Reabilitação. 3. Processamento
digital de sinais. 4. Sistema de controle por realimentação. I. Button, Vera Lúcia da
Silveira Nantes, 1959-. II. Nohama, Percy. III. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. IV. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em inglês: Feasibility of MMG use in artificial motor control of spinal cord injured persons during neuromuscular electrical stimulation

Palavras-chave em inglês:

Electrical stimulation

Paraplegia - Rehabilitation

Digital signal processing

Feedback control systems

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Titulação: Doutor em Engenharia Elétrica

Banca examinadora:

Vera Lúcia da Silveira Nantes Button [Orientador]

Paulo Roberto Stefani Sanches

Márcia Aparecida Silva Bissaco

José Wilson Magalhães Bassani

Antônio Augusto Fasolo Quevedo

Data de defesa: 28-02-2013

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Elétrica

COMISSÃO JULGADORA - TESE DE DOUTORADO

Candidato: Guilherme Nunes Nogueira Neto

Data da Defesa: 28 de fevereiro de 2013

Título da Tese: "Viabilidade do Emprego de Mecanomiografia no Controle Motor Artificial em Lesados Medulares Empregando Estimulação Elétrica Neuromuscular"

Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button (Presidente): *Vera Lucia da Silveira Nantes Button*
Dr. Paulo Roberto Stefani Sanches: *Paulo Roberto Stefani Sanches*
Dra. Márcia Aparecida Silva Bissaco: *Marcia Aparecida Silva Bissaco*
Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani: *José Wilson Magalhães Bassani*
Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo: *Antônio Augusto Fasolo Quevedo*

Eu dedico este trabalho a todos os voluntários, anônimos nesta tese, que fizeram com que fosse possível realizar esta pesquisa.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por tudo e a muitos indivíduos e instituições que, seja pelo apoio financeiro, institucional ou pessoal, fizeram com que fosse possível a realização deste trabalho.

À minha amada esposa, Ana Carolina, pela compreensão de todos os momentos em que estive menos presente e por seu amor, carinho e dedicação. À família Nogueira e todos os familiares pelo apoio em todas as horas, especialmente minha mãe, que foi mais do que uma mãe, mas uma professora e orientadora na busca da coragem para prosseguir sem perder o foco. Às minhas irmãs, Katia e Ivanise, sobrinhos(as) e afilhados(as) e também aos meus cunhados Dirceu e Sebastião pelas iniciativas e incentivos de cunho de engenharia de reabilitação e eletrônica. Aos casais Valdir José e Ana Marisa Peters, João Henrique e Nayana Patrícia Kleinschmidt, Ana Paula Peters e George Williams Clark Jr.

Sou grato à Prof. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button e ao Prof. Dr. Percy Nohama pelas orientações, contribuições técnicas, amizade e, principalmente, pela paciência.

Aos professores, pesquisadores e alunos que colaboraram para o bom andamento deste estudo: Agnelo Denis Vieira, Bruno Baptista, Eddy Krueger, Eduardo Borba, Eduardo Mendonça Scheeren, Elisangela Ferretti Manffra, Ericson Pereira, Fábio Salles, Gean Francesco Chu, Hélio Pasko Rompkowski, João Setti, Lilian Cristina Ferreira Caldeira e pessoal do suporte, Lilian Faller, Luciane Patrícia Cabral, Marcelo Gaiotto, Márcia Olandowski, Marcos Antonio Muniz de Moura, Rafael Antonio Grosko, Ricardo Reis, Rogério Lopes, Ronie Wesley Mueller, Sérgio Bazan de Paula, Sidnei Schuindt e pessoal da elétrica e Thiago Bassani.

Cícero Baggio, João Eurico Koerner, Luis Requião, Victor Hugo Schmidlin e Rhandu Lopez pelos momentos de descontração e ensaio, Dream Theater, Jørn Lande e Niccolo Paganini.

A todos os meus amigos, especialmente os da UNICAMP, Aldo Mangili, Ângela Macedo Salinet, Carlos Bassi Viviani, João Paulo Eiti Kimura, João Salinet, Júnior, Leonardo do Nascimento, Mariana Zacchi Vilela, Nirlei Vitareli e Valdinéa Petinari, entre outros.

Também agradeço pelo apoio financeiro e institucional proporcionado por ADFP, CEB/DEB, CNPq, UNICAMP, PUCPR e UTFPR.

“Mathematics compares the most diverse phenomena and discovers the secret analogies that unite them.”

(Jean Baptiste Joseph Fourier)

RESUMO

A lesão medular afeta a condução dos sinais motores e sensoriais na medula. Com isso, a realização de movimentos voluntários por pessoas com lesão medular é prejudicada quando não impossível. A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma técnica que pode auxiliá-los a contornar essas dificuldades, pois possibilita ativar a musculatura de um membro paralisado. Embora a EENM em malha aberta seja capaz de produzir movimentos em um membro paralisado, ele não é capaz de compensar automaticamente desvios angulares devidos a distúrbios. Fenômenos supressores de desempenho muscular como a fadiga muscular e a adaptação neuronal podem comprometer a qualidade de um movimento funcional evocado artificialmente. Por isso, sistemas de controle são incorporados a estimuladores elétricos. A mecanomiografia (MMG) pode fornecer informações sobre a condição de um músculo em contração. Este trabalho investiga a viabilidade do emprego de sinais de MMG no controle da aplicação de EENM visando a sua incorporação em estratégias de controle de membros inferiores (MMII) em lesados medulares sem treinamento. Para isso, foi desenvolvido um sistema integrado de monitoração multiparamétrica e EENM com capacidade de incorporação do sinal de MMG na estratégia de controle. Um ensaio com voluntários hígidos e contrações isométricas de membros superiores (MMSS) apontou variações em parâmetros de MMG no início e final da contração. Outro ensaio analisou o sinal de MMG e de ângulo com controle de EENM em malha e cadeia abertas para indivíduos hígidos e lesados medulares. Sinais de MMG e EENM em contrações dinâmicas de MMII foram registrados. Com o sistema integrado, aplicou-se EENM com controle de ângulo de joelho em malha fechada obtendo-se estabilidade angular do joelho de um lesado medular. Finalmente, o sistema integrado aplicou controle para estabilizar o ângulo de joelho e monitorar sinais de MMG. Os resultados de ensaios experimentais mostraram que parâmetros espectrais, como a frequência média de potência, apresentaram variações entre o início e o fim da contração quando a amplitude de EENM apresentou taxas de incremento mais elevadas. Conclui-se que existe viabilidade no emprego de MMG em estratégias de controle de EENM para MMII de lesados medulares em estabilidade angular, observando-se a taxa de incremento/decremento da saída do estimulador.

Palavras-chave: Controle de movimento funcional. Estimulação elétrica neuromuscular. Mecanomiografia.

ABSTRACT

Spinal cord injury affects conduction of motor and sensory signals that flow through the spinal cord. Therefore, the performance of voluntary movements by spinal cord injured (SCI) persons is impaired, if not impossible. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is a technique that aids SCI individuals to overcome these difficulties, because it allows activation of paralyzed limb muscles. Though NMES in open loop and in open chain tasks is able to generate movements in paralyzed limbs, it is not capable to automatically compensate for angle deviations due to disturbances. Suppressive phenomena of muscle performance, such as muscle fatigue and motor neuron adaptation, can compromise the quality of an artificially elicited functional moment. Thus, closed-loop control systems are merged with electrical stimulators. Mechanomyography (MMG) can provide information about a contracting muscle condition. This work proposes to investigate the feasibility of using MMG signals in the control of NMES application aiming its incorporation in lower limb control strategies of untrained spinal cord injured persons. An integrated system was built, comprising a multiparametric acquisition system and a closed-loop controlled neuromuscular electrical stimulator. The integrated system is able to incorporate MMG signals in the control strategy. A test with healthy volunteers performing upper limb isometric contractions indicated variations in MMG parameters between the beginning and end of contraction. Another test investigated MMG signals and joint angles with NMES in open loop and in open chain to healthy and SCI individuals. NMES and MMG signals during lower limb dynamic contractions were registered. Using the integrated system, NMES was applied to the control of knee angle in closed loop configuration ensuring angular stability of both knees on a single SCI volunteer. Finally, the integrated system applied closed loop control to stabilize the knee angle, and monitored MMG signals. Experimental results revealed that spectral parameters such as mean power frequency presented variations between the beginning and end of contraction when NMES amplitude showed higher amplitude increase rates. In conclusion, there is feasibility of using MMG signals in control strategies of NMES for lower limbs of SCI persons in reasonable angle stability. However, one must observe the stimulator output increase/decrease rate.

Keywords: *Functional movement control. Neuromuscular electrical stimulation. Mechanomyography.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Coluna vertebral, vértebras, nervos e canal vertebral.	6
Figura 2.2 – Indivíduo hígido (a) vs. lesado medular com estimulação elétrica (b).	8
Figura 2.3 – Exemplos de sinais de MMG.	11
Figura 2.4 – Categorias de estimuladores elétricos fisiológicos.	15
Figura 2.5 – A planta (sistema neuromuscular).....	16
Figura 2.6 – Diagrama de blocos de sistema de controle em malha aberta.....	17
Figura 2.7 – Diagrama de blocos de sistema de controle em malha fechada.....	17
Figura 2.8 – Forma de onda de EENM modulada em amplitude.....	19
Figura 2.9 – Controlador proporcional.....	20
Figura 2.10 – Posição angular do joelho em resposta à estimulação elétrica.....	21
Figura 2.11 – Estratégia do pêndulo invertido para o modelo de três segmentos.	29
Figura 3.1 – Ventre do quadríceps e os três eixos (x, y, z) de análise do sensor de MMG.....	36
Figura 3.2 – Sensor de MMG triaxial (a) e esquemático do circuito (b).....	37
Figura 3.3 – Esquemático da placa de amplificação de sinais de MMG triaxial.	38
Figura 3.4 – Mesa vibratória <i>MTS 647 Hydraulic Wedge Grip</i> e sensor.	39
Figura 3.5 – Eletrogoniômetro para medição de ângulo de joelho.....	39
Figura 3.6 – Fluxogramas das rotinas para aquisição, visualização e controle do sistema desenvolvido.....	42
Figura 3.7 – Esquema lógico do funcionamento do programa.....	43
Figura 3.8 – Banco extensor com encosto reclinável.	44
Figura 3.9 – Esquemático da etapa de potência de um canal do EE neuromuscular.	46
Figura 3.10 – Determinação de <i>KP</i> , <i>TP</i> e <i>td</i>	47
Figura 3.11 – Sistema de controle em malha fechada desenvolvido.....	48
Figura 3.12 – Conexões dos módulos desenvolvidos com a placa de aquisição.....	50
Figura 3.13 – Apresentação dos ensaios realizados e suas características.	52
Figura 3.14 – Posicionamento do voluntário, sensor de MMG e eletrodos de EMG (ensaio 1)..	54
Figura 3.15 – Épocas de interesse do ensaio 1.	55
Figura 3.16 – Épocas de interesse do ensaio 2.	57
Figura 3.17 – Posicionamento do voluntário com os eletrodos e sensores.	60

Figura 4.1 – Amplitude de pico a pico média dos sinais de MMG com os sensores desenvolvidos.....	66
Figura 4.2 – Mecanomiógrafos desenvolvidos.....	66
Figura 4.3 – Módulo de amplificação de sinal de MMG desenvolvido.....	67
Figura 4.4 – Interface do <i>software</i> – aba registro.....	68
Figura 4.5 – Interface do <i>software</i> – painel de controles.....	69
Figura 4.6 – Interface do <i>software</i> – aba de sinais.....	70
Figura 4.7 – Interface do <i>software</i> – aba FES.....	71
Figura 4.8 – Interface do <i>software</i> – aba de configurações.....	74
Figura 4.9 – Curva de calibração do ajuste direto de tensão.....	75
Figura 4.10 – Curva de calibração do ajuste inverso de tensão.....	75
Figura 4.11 – Resposta em tensão do canal de saída do EE - pulsos.....	76
Figura 4.12 – Resposta em tensão do canal de saída do EE - <i>bursts</i>	76
Figura 4.13 – Resposta em tensão do canal de saída do EE - frequência de pulso.....	77
Figura 4.14 – Resposta angular do joelho e envelope de EENM.....	78
Figura 4.15 – Estimulador elétrico neuromuscular desenvolvido.....	78
Figura 4.16 – Comportamento do sistema de EENM em malha fechada.....	80
Figura 4.17 – Média e desvio padrão normalizados de ZC do sinal de MMG do ensaio 1.....	81
Figura 4.18 – Média e desvio padrão normalizados de RMS do sinal de EMG do ensaio 1.....	82
Figura 4.19 – Média e desvio padrão do módulo da frequência de pico de MMG do ensaio 1... ..	83
Figura 4.20 – Média e desvio padrão do módulo de RMS de MMG do ensaio 1.....	83
Figura 4.21 – Média e desvio padrão de ZC de EMG do ensaio 1.....	84
Figura 4.22 – Excursão temporal do sinal de ângulo dos indivíduos hígidos.....	85
Figura 4.23 – Excursão temporal do sinal de ângulo dos indivíduos com lesão medular.....	85
Figura 4.24 – Média e desvio padrão de RMS normalizado dos sinais de MMG para indivíduos hígidos.....	86
Figura 4.25 – Média e desvio padrão de MPF normalizado dos sinais de MMG para indivíduos hígidos.....	86
Figura 4.26 – Média e desvio padrão de RMS normalizado dos sinais de MMG para lesados medulares.....	87

Figura 4.27 – Média e desvio padrão de MPF normalizado dos sinais de MMG para lesados medulares.....	87
Figura 4.28 – Sinal de ângulo do joelho esquerdo e EENM com controle em malha fechada. ...	88
Figura 4.29 – Sinal de ângulo do joelho direito e EENM com controle em malha fechada.	88
Figura 4.30 – Voluntário 1 ângulo do joelho direito e amplitude de EENM.	90
Figura 4.31 – Curvas de amplitude de EENM sobrepostas.....	91
Figura 4.32 – Curvas de MPF do eixo Z do sinal de MMG sobrepostas.	92

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Demografia dos voluntários dos ensaios 3 e 4.....	59
Tabela 4.1 – Resultados estatísticos para os sinais de ângulo controlados.	89
Tabela 4.2 – Ângulos obtidos para as extensões de joelho e duração da estabilidade.	91
Tabela 4.3 – Taxa incremental da amplitude de EENM.....	92
Tabela A.1 – Parâmetros do modelo de músculo utilizado.	135

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>ADFP</i>	<i>Associação dos Deficientes Físicos do Paraná</i>
<i>ADP</i>	<i>Adenosina Difosfato</i>
<i>AEC</i>	<i>Acoplamento Excitação-Contração</i>
<i>ALN</i>	<i>Adaptive Logic Neural Network – Rede Neural Lógica Adaptativa</i>
<i>AMG</i>	<i>Acusticomiografia – Acusticomiograma</i>
<i>AMM</i>	<i>Associação Médica Mundial</i>
<i>ARV</i>	<i>Average Rectified Value – Valor Médio Retificado</i>
<i>ATP</i>	<i>Trifosfato de Adenosina</i>
<i>AVDs</i>	<i>Atividades da Vida Diária</i>
<i>AVE</i>	<i>Acidente Vascular Encefálico</i>
<i>CEB</i>	<i>Centro de Engenharia Biomédica</i>
<i>CMRR</i>	<i>Common Mode Rejection Ratio – Razão de Rejeição de Modo Comum</i>
<i>CNPq</i>	<i>Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico</i>
<i>COM</i>	<i>Center of Mass – Centro de Massa</i>
<i>COP</i>	<i>Center of Pressure – Centro de Pressão</i>
<i>DC</i>	<i>Duty Cycle – Fator de Trabalho</i>
<i>DEB</i>	<i>Departamento de Engenharia Biomédica</i>
<i>DSP</i>	<i>Digital Signal Processing – Processamento Digital de Sinais</i>
<i>ECG</i>	<i>Eletrocardiografia</i>
<i>EDF</i>	<i>European Data Format</i>
<i>EE</i>	<i>Estimulador Elétrico</i>
<i>EENM</i>	<i>Estimulação Elétrica Neuromuscular</i>
<i>EMG</i>	<i>Eletromiografia – Eletromiograma</i>
<i>ENG</i>	<i>Electroneurography – Eletroneurografia – Eletroneurograma</i>
<i>FES</i>	<i>Functional Electrical Stimulation – Estimulação Elétrica Funcional</i>
<i>FLC</i>	<i>Fuzzy Logic Controller – Controlador de Lógica Nebulosa</i>
<i>HAT</i>	<i>Head, Arms and Trunk – Cabeça, Braços e Tronco</i>
<i>IBGE</i>	<i>Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística</i>
<i>iMMG</i>	<i>Mecanomiografia Integrada – Mecanomiograma Integrado</i>

<i>LAN</i>	<i>Local Area Network</i>
<i>LER</i>	<i>Laboratório de Engenharia de Reabilitação</i>
<i>MCV</i>	<i>Máxima contração voluntária</i>
<i>MPF</i>	<i>Mean Power Frequency – Frequência Média de Potência</i>
<i>MMG</i>	<i>Mecanomiografia – Mecanomiograma</i>
<i>MMII</i>	<i>Membros inferiores</i>
<i>MMSS</i>	<i>Membros superiores</i>
<i>NMES</i>	<i>Neuromuscular Electrical Stimulation</i>
<i>P</i>	<i>Proporcional</i>
<i>PA</i>	<i>Potencial de Ação</i>
<i>PD</i>	<i>Proporcional-Diferencial</i>
<i>PI</i>	<i>Proporcional-Integral</i>
<i>Pi</i>	<i>Inorganic Phosphate – Fosfato Inorgânico</i>
<i>PID</i>	<i>Proporcional-Integral-Diferencial</i>
<i>PMG</i>	<i>Phonomyography – Fonomiografia – Fonomiograma</i>
<i>PUCPR</i>	<i>Pontifícia Universidade Católica do Paraná</i>
<i>RMS</i>	<i>Root Mean Square</i>
<i>RSHR</i>	<i>Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação</i>
<i>SCI</i>	<i>Spinal Cord Injured – Lesado Medular</i>
<i>SMG</i>	<i>Soundmyography – Sonomiografia – Sonomiograma</i>
<i>SNC</i>	<i>Sistema Nervoso Central</i>
<i>SNP</i>	<i>Sistema Nervoso Periférico</i>
<i>TM</i>	<i>Tecido Muscular</i>
<i>TS</i>	<i>Tela Subcutânea</i>
<i>UNICAMP</i>	<i>Universidade Estadual de Campinas</i>
<i>UTFPR</i>	<i>Universidade Tecnológica Federal do Paraná</i>
<i>UTI</i>	<i>Unidade de Tratamento Intensivo</i>
<i>VPP</i>	<i>Tensão Pico a Pico</i>
<i>ZC</i>	<i>Zero-crossing – Cruzamento de Zero</i>

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	IX
RESUMO	XIII
ABSTRACT	XV
LISTA DE FIGURAS	XVII
LISTA DE TABELAS	XXI
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	XXIII
SUMÁRIO	XXV
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVO GERAL	4
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	4
2 REVISÃO DA LITERATURA	5
2.1 ANATOMIA NEUROMUSCULAR E LESÃO MEDULAR	5
2.2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR	7
2.3 FADIGA MUSCULAR LOCALIZADA E ADAPTAÇÃO NEURONAL	8
2.4 MECANOMIOGRAFIA	10
2.5 CONTROLE MOTOR POR EENM	14
2.5.1 Sistemas de controle de EENM	16
2.5.1.1 Controlador <i>on/off</i>	19
2.5.1.2 Controlador proporcional	20
2.5.1.3 Controlador proporcional-integral (PI).....	20
2.5.1.4 Controlador proporcional-diferencial (PD).....	21
2.5.1.5 Controlador proporcional-integral-diferencial (PID)	22
2.5.1.6 Controlador não linear com agendamento de ganho	22
2.5.1.7 Controlador em lógica nebulosa	23
2.5.1.8 Redes neurais	24
2.5.2 Estratégias de controle de FES para membros inferiores	25
2.6 MODELO MUSCULAR	33

3 MATERIAIS E MÉTODOS	35
3.1 SENSOR DE MMG E MECANOMIOGRAFO DESENVOLVIDOS	35
3.2 PLACA DE AQUISIÇÃO/GERAÇÃO DE SINAIS.....	40
3.3 SISTEMA DE MONITORAÇÃO MULTIPARAMÉTRICO.....	41
3.4 BANCO EXTENSOR PARA ENSAIO COM VOLUNTÁRIOS	44
3.5 ETAPA DE SAÍDA DO ESTIMULADOR ELÉTRICO NEUROMUSCULAR	44
3.6 MODELO BIOMECÂNICO	46
3.7 CONTROLADOR UTILIZADO.....	48
3.8 INTEGRAÇÃO DOS SISTEMAS DE AQUISIÇÃO E GERAÇÃO DE SINAIS	49
3.9 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	50
3.9.1 Ensaio 1: Análise do sinal de MMG em contrações isométricas	52
3.9.2 Ensaio 2: Análise do sinal de MMG em contrações dinâmicas evocadas por EENM	55
3.9.3 Ensaio 3: Estudo piloto com controle de estabilidade angular	58
3.9.4 Ensaio 4: Estudo piloto da resposta de MPF do sinal de MMG no controle do ângulo por EENM	62
4 RESULTADOS	65
4.1 SISTEMA INTEGRADO DE INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL	65
4.1.1 Hardware do sistema de aquisição multiparamétrico	65
4.1.2 Interface gráfica do programa	67
4.1.3 Estimulador elétrico neuromuscular desenvolvido	74
4.1.4 Sistema de controle do estimulador elétrico	79
4.2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	80
4.2.1 Ensaio 1: Análise do sinal de MMG em contrações isométricas	80
4.2.2 Ensaio 2: Análise do sinal de MMG em contrações dinâmicas evocadas por EENM	84
4.2.3 Ensaio 3: Estudo piloto com controle de estabilidade angular	87
4.2.4 Ensaio 4: Estudo piloto da resposta de MPF do sinal de MMG e amplitude de EENM	89
5 DISCUSSÃO	95
5.1 INSTRUMENTAÇÃO.....	95
5.2 ENSAIOS EXPERIMENTAIS	102
6 CONCLUSÕES	109

6.1 CONTRIBUIÇÕES DESTA PESQUISA	110
6.2 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS	111
6.3 COMENTÁRIOS FINAIS	113
REFERÊNCIAS.....	115
APÊNDICES	133
APÊNDICE A – PARÂMETROS DO MODELO DE MÚSCULO.....	135
APÊNDICE B – PARECERES DOS COMITÊS DE ÉTICA EM PESQUISA	137

1 INTRODUÇÃO

Segundo o censo brasileiro de 2000 (IBGE, 2000), 0,9% da população brasileira era acometida por tetraplegia, paraplegia, hemiplegia ou a falta de algum membro. O censo de 2010 apontou que a população com deficiências permanentes que impossibilitam a sua locomoção é de 0,38% do total e de cerca de 0,22% na faixa etária entre 15 e 65 anos (IBGE, 2010). Com relação à população geral, nos Estados do Paraná e de São Paulo, as estatísticas são de 0,38% e 0,40%, respectivamente, e na esfera municipal, Curitiba e Campinas apresentam, aproximadamente, 0,38% e 0,45%, respectivamente. O IBGE também destacou que a proporção de portadores de deficiência aumenta com a idade. Em um país com uma estrutura populacional cada vez mais envelhecida e crescimento populacional positivo, a expectativa estatística é de aumento no número de cidadãos com dificuldades locomotoras (DER WIEL *et al.*, 2002).

Em pesquisa realizada entre indivíduos que foram internados com lesão medular por fatores externos (24,8%) nos hospitais da Rede Sarah, no período entre 1º de janeiro de 2009 e 30 de junho de 2009, constatou-se que as lesões ocorrem com maior frequência entre adultos jovens do sexo masculino (75,6%) e solteiros (59,0%) residentes em áreas urbanas (88,2%), vítimas, principalmente, de acidentes de trânsito e agressões por armas de fogo (RSHR, 2010). Esses cidadãos necessitam de reabilitação para serem novamente inseridos na sociedade, no mercado de trabalho e para realizarem as próprias necessidades básicas. Além de afetar a qualidade de vida, essas lesões tornam menos provável a (re)inserção do indivíduo no mercado profissional (WALDROP; STERN, 2003) e geram um elevado custo para o governo (VALL; BRAGA; ALMEIDA, 2006).

Os problemas associados à lesão medular, além do comprometimento motor, envolvem o desenvolvimento de úlceras por pressão (GODKE, 2002), alterações fisiológicas no sistema de esfíncteres fecal e urinário, como a incontinência urinária (COSTA *et al.*, 2001) e intestinal (KINGSLEY, 2007), trombose e embolia pulmonar (GEERTS *et al.*, 1994). A dor (YEZIERSKI, 1996) e a espasticidade (ADAMS; HICKS, 2005) levam a sérias restrições na realização das atividades da vida diária (AVDs) e diminuem a qualidade de vida dos indivíduos (WESTGREN; LEVI, 1998). Contraturas são complicações comumente observadas em pessoas com lesão medular (YARKONY *et al.*, 1985) e também podem estar associadas a úlceras por pressão em pessoas com incapacitação aguda (DALYAN; SHERMAN; CARDENAS, 1998). A inatividade muscular favorece a formação de coágulos sanguíneos que ocasionam a trombose, o desenvolvimento de

atrofia muscular (SUZUKI *et al.*, 1994) e alguns pesquisadores a relacionam com o surgimento de osteoporose (DEMIREL *et al.*, 1998; FREY-RINDOVA *et al.*, 2000) e/ou o agravamento de osteoporose pré-existente.

Devido aos sérios problemas decorrentes do trauma, é preciso exercitar as fibras musculares afetadas pela lesão (RAGNARSSON, 1988).

Nas últimas décadas, a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) tem sido aplicada visando restaurar o movimento de músculos paralisados (KOBETIC; TRIOLO; MARSOLAIS, 1997). Conhecida também como estimulação elétrica funcional (FES), a técnica é um método de aplicação de correntes elétricas de baixa intensidade ao organismo para restaurar ou melhorar uma função perdida ou debilitada. Por exemplo, para lesados medulares dos membros inferiores (MMII), sistemas de EENM foram desenvolvidos objetivando desde minimizar deficiências locomotoras, como o pé equino (LIBERSON *et al.*, 1961), até realizar artificialmente movimentos mais complexos, como manter a postura e caminhar (POPOVIC *et al.*, 2003; GOLLEE; HUNT; WOOD, 2004).

Para pesquisas em locomoção artificial, o grupo de pesquisa do professor Dr. Percy Nohama, da UTFPR e PUCPR, Curitiba, Brasil, desenvolveu um estimulador elétrico (EE) neuromuscular multicanal, com 16 canais estimulatórios independentes (ZAGHENI, 1998). A evocação de movimentos funcionais por meio de EENM pode ser potencializada se ao sistema estimulatório for incorporado um sistema de controle em malha fechada. Foggiato, Foggiato e Nohama (2000) incorporaram uma malha de controle proporcional e integral (PI) ao EE desenvolvido por Zagheni. Contudo, não houve avaliação do sistema em humanos. Mais tarde, Silva (2002) também ampliou a pesquisa ao desenvolver uma malha de controle em lógica nebulosa (*fuzzy*) para o mesmo equipamento, conseguindo produzir contrações relativamente estáveis em alguns lesados medulares treinados; porém, o sistema não identificava o aparecimento de fadiga muscular e com isso tinha seu desempenho limitado.

Fitts (1994) estudou as causas e mecanismos celulares da fadiga muscular e afirmou que, historicamente, o termo fadiga muscular é definido como a falha de um músculo em produzir um momento de força desejado. Essa falha em produzir o momento de força é um problema que afetou todos os trabalhos prejudicando o desempenho do controle, sendo apontada por Merletti e Parker (2004) como uma abordagem de engenharia à fadiga. Apesar dos esforços, nenhum dos

sistemas desenvolvidos empregou variáveis relacionadas à condição muscular nas suas estratégias de controle.

Em 2005-2006, a equipe do Prof. Dr. Nohama iniciou o estudo da resposta elétrica do músculo durante aplicação de EENM controlada por computador (SCHMAL, 2006). Observou-se que com o emprego de um eletromiógrafo comercial era inviável adquirir o sinal de eletromiografia (EMG), pois o sinal decorrente do estímulo elétrico aplicado saturava o pré-amplificador de entrada, impossibilitando a extração do sinal de EMG para análise de fadiga muscular, mesmo empregando técnicas especiais de chaveamento (FALLER, 2007).

No intuito de monitorar o comportamento muscular por meio de uma grandeza não elétrica, desenvolveu-se um sistema de monitoração (SALLES *et al.*, 2006) da grandeza mecânica responsável por registrar a vibração de músculos em contração, denominada mecanomiografia (MMG), que passou a ser estudada como possível alternativa ao emprego da EMG durante a EENM. As pesquisas subsequentes visaram validar a aplicabilidade da MMG simultaneamente à EENM, identificar parâmetros alterados por fadiga muscular e relacionar os sinais de MMG ao torque articular de membro inferior de indivíduos hígidos (FALLER *et al.*, 2009). Nesse estudo, constatou-se que é possível utilizar a MMG em conjunto com a EENM e que existe correlação entre a variação de um parâmetro de amplitude de MMG e o torque isométrico.

Em seguida, vieram estudos com EENM em voluntários com lesão medular para contração em cadeia cinética aberta, isto é, aquela na qual o joelho pode se estender/flexionar conforme o grupo muscular responsável pelo movimento é ativado. Nessa seara, os estudos de Krueger-Beck *et al.* (2010a) provocaram extensões de joelho que deveriam alçar a perna desde o repouso (65°) até 40° com relação à extensão completa (0°). Contudo, dificilmente obteve-se o ângulo real próximo do objetivo, pois existia muita variabilidade no recrutamento das fibras musculares e o ângulo final da extensão ultrapassava o objetivo, pois não havia realimentação do processo.

Constatou-se que a correção do ângulo articular em valores intermediários ao repouso e extensão máxima é muito difícil em malha aberta. Assim, com o intuito de eliminar a variabilidade angular, esforços passaram a serem realizados para estabilizar o ângulo articular durante a aplicação da EENM. Um estudo de caso utilizou a própria anatomia humana ao se sustentar uma extensão máxima de joelho eliciada artificialmente em um voluntário com lesão medular por meio de EENM transcutânea e cadeia aberta (NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2011). Parâmetros de MMG triaxial foram monitorizados com o joelho restringindo a máxima extensão de modo que

pequenas correções na amplitude dos estímulos eram feitas quando o ângulo diminuía. Parâmetros temporais e espectrais de MMG triaxial apresentaram respostas diferentes no início da contração e quando a fadiga muscular ocorria.

A partir dos trabalhos encontrados na literatura, e abordados nesta tese, verificou-se que nenhuma das propostas de controle de estimuladores elétricos era completa. Determinar se parâmetros de sinais de MMG podem antecipar instabilidades no ângulo artificialmente sustentado seria uma contribuição significativa e inovadora para estratégias de controle. Para esse fim, seria necessário desenvolver um sistema de EENM, controlável em malha fechada, integrado a um sistema multiparamétrico de aquisição de sinais, com capacidade de monitoração e extração de parâmetros temporais e espectrais de MMG triaxial, o que também não foi encontrado na literatura pesquisada.

1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral da tese proposta foi investigar a viabilidade da utilização de sinais de MMG no controle de um EE neuromuscular visando sua incorporação em estratégias de controle de membro inferior de pessoas com lesão medular sem treinamento.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Especificamente, buscou-se:

- a) Analisar a resposta do sinal de MMG durante contrações voluntárias isométricas de membro superior e/ou inferior;
- b) Analisar a resposta do sinal de MMG durante contrações evocadas por EENM em pessoas hígdas e em pessoas com lesão medular em cadeia aberta;
- c) Desenvolver um sistema integrado de EENM e de aquisição de sinais de MMG e goniometria, entre outros, visando à construção de um EE em malha fechada;
- d) Analisar a viabilidade da aplicação do sinal de MMG no ajuste de parâmetros de controle de estimuladores elétricos neuromusculares com o intuito de antecipar instabilidades no ângulo de joelho, a partir de um estudo piloto.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A parte inicial deste capítulo traz uma breve apresentação da anatomia neuromuscular e do funcionamento da ativação muscular a partir do sistema nervoso central (SNC). Em seguida, apresenta-se a EENM como técnica para reabilitar, por meios artificiais, as funções musculares acometidas pela lesão medular e um dos fatores que pode prejudicar a EENM nessa tarefa: a fadiga muscular localizada. O sinal de MMG pode ser utilizado para investigar a condição de músculos em contração e o seu emprego nessa seara é apresentado na sequência. O restante do capítulo é devotado à apresentação de estratégias de controle motor de sistemas de EENM em lesados medulares. Finalmente, estudos que empregaram modelos matemáticos de músculo para controle de EENM são descritos.

2.1 ANATOMIA NEUROMUSCULAR E LESÃO MEDULAR

A medula espinal estende-se pelo canal vertebral da coluna e sua integridade é crucial para o transporte de informações neuronais entre o SNC e o sistema nervoso periférico (SNP). Em pessoas sem lesão medular (indivíduos hígidos), processos eletroquímicos ocorrem nas duas direções. Quando a pessoa deseja realizar uma tarefa que envolva movimentos, os comandos motores, que causam a contração voluntária dos músculos, iniciam-se no SNC e seguem até o SNP. Os sinais que percorrem o caminho inverso, do SNP para o SNC, transportam informações sensoriais. Em um humano normal, a coluna vertebral consiste de 7 vértebras cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 sacrais e 4 coccígeas (estas fundidas em uma só) de forma que acabam dividindo a coluna em 30 níveis (GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1978). Cada segmento medular possui, bilateralmente, um corno anterior (ventral) de onde sai o neurônio motor e um corno posterior (dorsal) por onde entra um neurônio sensorial. Ambos se agrupam para formar um nervo espinal que se entende da coluna até a região inervada. A Figura 2.1 apresenta a secção longitudinal da coluna com destaque para as vértebras e nervos, divisão em níveis, canal vertebral e medula espinal.

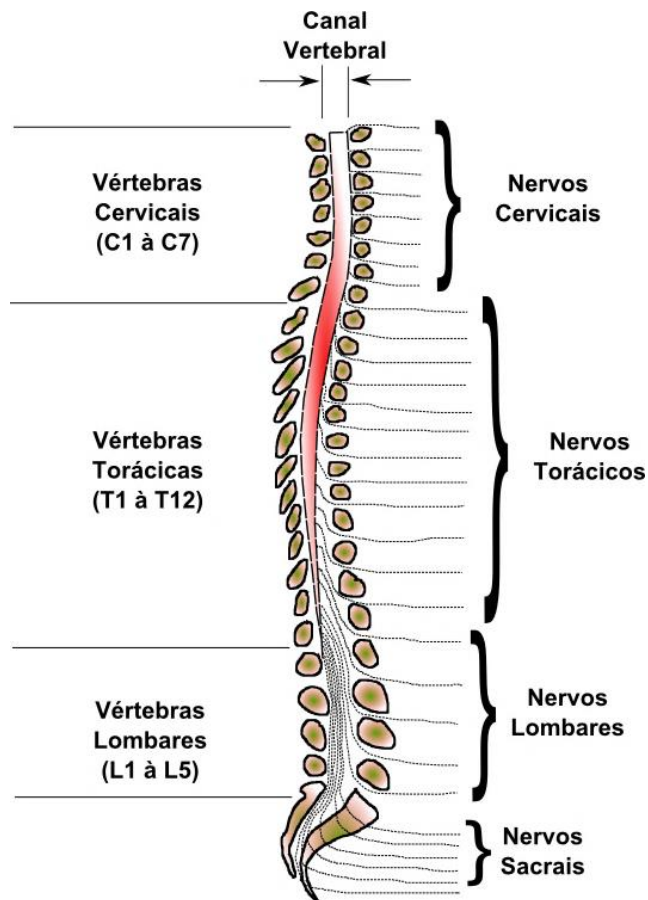


Figura 2.1 – Coluna vertebral, vértebras, nervos e canal vertebral. A medula espinhal está dentro do canal (baseado em Harvey (2008)).

Após o motoneurônio ser excitado e a despolarização da membrana ter atingido um limiar de disparo, um potencial de ação (PA) propaga-se pelo axônio rumo à fenda sináptica até chegar ao terminal sináptico (KATZ, 1966). O terminal libera na fenda o neurotransmissor acetilcolina que irá despolarizar a placa terminal. Se essa despolarização atingir o limiar de disparo, então uma despolarização subsequente propagar-se-á pelo sarcolema e irá desencadear o processo de contração muscular. Na contração muscular, a sobreposição progressiva dos miofilamentos constituintes da fibra muscular causa o encurtamento da fibra e a distensão dos elementos elásticos. A força produzida pelos miofilamentos é transmitida às estruturas ósseas por meio dos tendões (ROBERTSON *et al.*, 2004) e, então, os membros livres podem mover-se caso a contração não seja isométrica.

O fenômeno que ocorre desde a contração muscular até a movimentação dos membros é válido tanto para movimentos produzidos por indivíduos hígidos quanto para aqueles eliciados artificialmente em lesados medulares. Porém, indivíduos com lesão medular têm o caminho nervoso entre o SNC e o SNP interrompido, pois a lesão afeta a condução dos sinais motores e/ou sensoriais na medula (MAYNARD JR *et al.*, 1997). Com relação à Figura 2.1, lesões medulares ao nível torácico, lombar ou sacral que comprometam somente a função dos MMII resultam em paraplegia, enquanto lesões em níveis mais altos como cervicais e torácicos afetam os membros superiores (MMSS) e MMII, resultando em tetraplegia.

2.2 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

Para restaurar a função muscular, por meios artificiais, é preciso que o caminho entre a medula e o músculo, abaixo da lesão, esteja intacto e que o músculo não esteja atrofiado (KOBETIC, 1994) e encontre-se em boas condições metabólicas. Se essas condições forem alcançadas, é possível contornar parcialmente as limitações, recuperar alguns movimentos funcionais e melhorar a qualidade de vida dessas pessoas por meio da aplicação de estímulos elétricos via eletrodos posicionados próximos aos axônios dos motoneurônios. Essa técnica possibilita induzir impulsos nervosos que retomem o processo de acoplamento excitação-contração (AEC) e ativem o músculo (DURAND, 2000).

A Figura 2.2 mostra a ativação muscular para indivíduo hígido e pessoa com lesão medular utilizando um EE. Na reabilitação de indivíduos com paraplegia, diversas ações devem ser tomadas como, por exemplo, o emprego de órteses para a sustentação das articulações dos MMII, o treino da deambulação e a manutenção ortostática. A EENM pode potencializar esses procedimentos reabilitatórios (ISAKOV; MIZRAHI; NAJENSON, 1986; UHLIR; TRIOLO; KOBETIC, 2000; TYLER; DURAND, 2002; FISHER *et al.*, 2008).

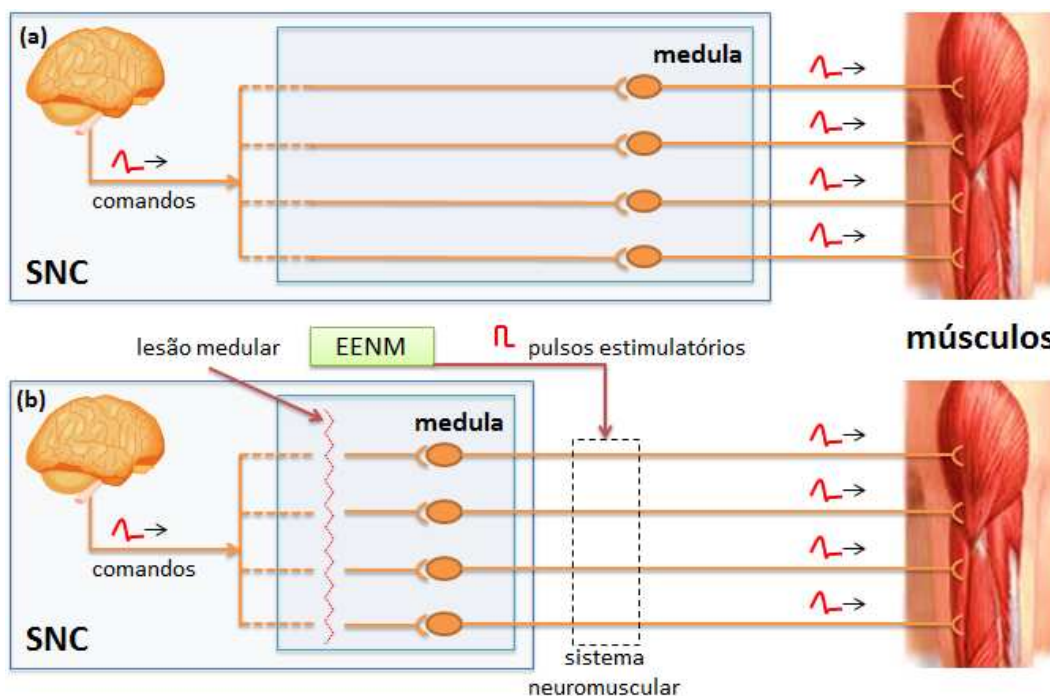


Figura 2.2 – Indivíduo hígido (a) vs. lesado medular com estimulação elétrica (b).

A via de comunicação medular natural é interrompida pela lesão medular, logo informações de comando de contração do SNC não chegam ao músculo da pessoa com a lesão. Uma fonte geradora de novos comandos é fornecida pelo sistema de estimulação elétrica neuromuscular (EENM). SNC – sistema nervoso central.

2.3 FADIGA MUSCULAR LOCALIZADA E ADAPTAÇÃO NEURONAL

A fadiga muscular localizada pode ser definida como a falha de um músculo em manter o momento de força esperado ou desejado e sua abordagem envolve múltiplos fatores (FITTS, 1994). Nesse contexto, quando um músculo não consegue atingir o desempenho para manter um objetivo de ângulo articular, assume-se que está fadigado. Essa abordagem à fadiga muscular define o fenômeno pela (macro) observação da queda do desempenho muscular sem, necessariamente, levar em conta a condição ou concentração de produtos metabólicos internos (SILVA, 2002). Por outro lado, há a abordagem fisiológica para a definição de fadiga, que envolve a (micro) análise dos parâmetros internos às células (CURTIN; EDMAN, 1994). No interior muscular, pode-se citar como fatores de especial importância a composição das fibras musculares de um músculo em investigação, os recur-

sos metabólicos disponíveis além da intensidade, do tipo e da duração da atividade contrátil a ele imposta.

Contrações extenuantes levam ao aumento de produtos da hidrólise de adenosina trifosfato (ATP), isto é, adenosina difosfato (ADP) e fosfato inorgânico (P_i). O aumento da concentração de P_i reduz a força de contração isométrica, pois o desligamento do P_i da mio-sina está relacionado ao movimento de potência (*power stroke*) das pontes cruzadas (ALTRINGHAM; JOHNSTON, 1985). Quando a fibra muscular em estimulação está em estado de fadiga, ocorre acentuada redução na concentração intracelular de Ca^{2+} (LEE; WESTERBLAD; ALLEN, 1991). Quando um pulso estimulatório é aplicado a uma fibra muscular, esta se contrai desenvolvendo certa tensão muscular (FRANGIONI *et al.*, 1987). Trens de pulsos estimulatórios aplicados aos músculos causam a somatória temporal das contribuições de cada estímulo gerando um abalo com intensidade de força. Contudo, a aplicação de pulsos estimulatórios, repetidamente, acarretou em fadiga muscular com o decréscimo da força desenvolvida.

A fadiga muscular não só influencia as propriedades motoras das fibras musculares de unidades ativas como também as elétricas (ESPOSITO; ORIZIO; VEICSTEINAS, 1998). O sinal de EMG vem sendo utilizado para a monitorização da fadiga muscular durante as contrações (MORITANI; MURO; NAGATA, 1986; ORIZIO *et al.*, 1992). Observou-se que, dependendo da intensidade do torque, para certos músculos, ocorre deslocamento do espectro de frequências do sinal para a região de frequências mais baixas.

Em adição à fadiga muscular, a adaptação neuronal (LIPPOLD; NICHOLLS; REDFEARN, 1960) também produz um efeito modificador no desempenho muscular. Células nervosas excitáveis apresentam uma resposta incremental por cada unidade de intensidade do estímulo. Denomina-se adaptação neuronal a diminuição da sensibilidade da célula nervosa que ocorre na presença de um estímulo prolongado (TORRE *et al.*, 1995).

A aplicação de EENM em si também sofre influência da adaptação neuronal, pois estímulos prolongados aplicados aos receptores neuronais fazem com que em pouco tempo ele alcance um platô de despolarização enquanto diminui a frequência de disparo de PAs (VAN ESSEN, 1973). A adaptação neuronal frente a um estímulo padronizado contínuo ou

repetitivo eleva o limiar de disparo da célula o que diminui a deflagração de novos PAs (MOORE, 1994).

A quantificação dos recursos metabólicos para a determinação do estado de fadiga muscular ou de adaptação neuronal nem sempre é possível ou desejável. Além disso, a biofísica da ativação elétrica do tecido nervoso é não linear (KRALJ; BAJD, 1989). Por isso, a quantificação da condição neuromuscular durante uma contração é uma tarefa complexa.

2.4 MECANOMIOGRAFIA

Cresce o emprego de técnicas para monitorizar as vibrações musculares devidas à contração e proporcionar informações sobre o estado das unidades motoras em estimulação (ORIZIO *et al.*, 1997b; ALVES; CHAU, 2009; KRUEGER *et al.*, 2011; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2011; SCHEEREN *et al.*, 2011). Em 1810, Wollaston foi o primeiro a atrelar os ‘sons’ – ondas vibratórias – musculares à contração dos músculos (STOKES; DALTON, 1991). Nas últimas décadas, a captação dessas vibrações foi realizada empregando-se diferentes sensores e a análise efetuada em vários músculos (BROZOVICH; POLLACK, 1983; MORITANI; MURO; NAGATA, 1986; FRANGIONI *et al.*, 1987; STOKES; COOPER, 1992; EVETOVICH *et al.*, 1997; SMITH *et al.*, 1998; STOCK *et al.*, 2010) e a técnica denominada por diferentes siglas como acusticomiografia (AMG), sonomiografia (SMG) e fonomiografia (*phonomyography* – PMG). Tais vibrações originam-se da movimentação lateral (expansão/retração) das fibras musculares (ORIZIO; PERINI; VEICSTEINAS, 1989b). A captação desses sinais também pode ocorrer por meio de acelerômetros (ORIZIO *et al.*, 1997a; AKATAKI; MITA; ITOH, 1999; ORIZIO *et al.*, 1999; TARATA; SPAEPEN; PUERS, 2001; WATAKABE *et al.*, 2003) sob a sigla de mecanomiografia (MMG). Exemplos de sinais de MMG são fornecidos na Figura 2.3.

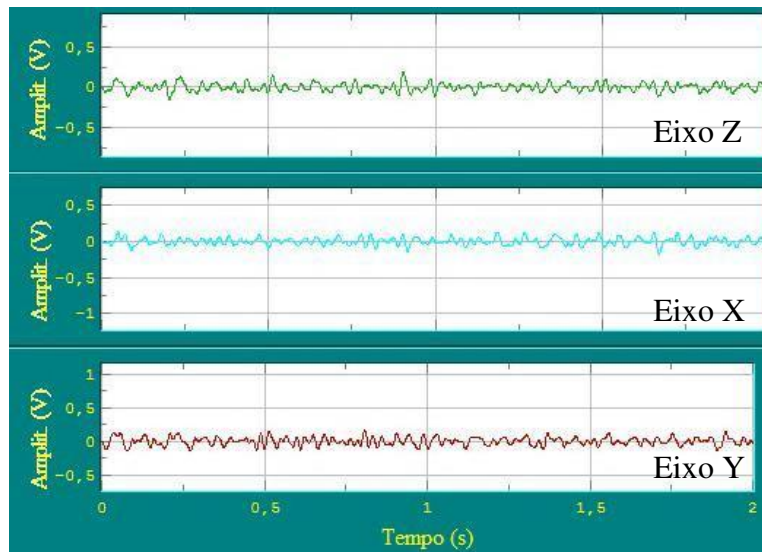


Figura 2.3 – Exemplos de sinais de MMG.

Gráfico amplitude vs. tempo de um sinal de MMG triaxial (X, Y e Z) de músculo bíceps braquial em contração isométrica.

O sinal de MMG pode ser útil para fornecer informações sobre a condição muscular tais quais os sinais de EMG e torque, pois existe uma relação entre a ativação elétrica neuromuscular e a geração de força e vibração musculares (ORIZIO; PERINI; VEICSTEINAS, 1989a). Sua análise temporal e espectral pode auxiliar na determinação da fadiga muscular (SHINOHARA *et al.*, 1998). Alguns parâmetros do sinal de MMG já foram experimentados no estudo da condição muscular durante a instalação da fadiga muscular. Os parâmetros mais observados são:

- a) sinal de MMG integrado (iMMG) que apresentou forte correlação com o torque, seja linear (STOKES; DALTON, 1991) ou não-linear (STOKES; COOPER, 1992);
- b) amplitude do sinal pico-a-pico (ORIZIO *et al.*, 1997a);
- c) valor RMS (ORIZIO *et al.*, 1999);
- d) média absoluta ou valor retificado médio (ARV) (MADELEINE *et al.*, 2002);
- e) frequência média de potência (MPF) (AKATAKI *et al.*, 2001);
- f) curtose espectral (μ_3) (MADELEINE *et al.*, 2006);
- g) cruzamentos da linha base ou de zero (*zero-crossings* – ZC) e
- h) módulo dos sinais por acelerometria triaxial (NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009).

O grupo de pesquisas de Orizio vem desenvolvendo estudos na área de MMG buscando relacionar esse sinal com a força (ORIZIO; PERINI; VEICSTEINAS, 1989b), seu comportamento durante a contração isométrica voluntária (ORIZIO; PERINI; VEICSTEINAS, 1989a) e em situação de exaustão muscular (ORIZIO *et al.*, 1992), a análise de coerência entre EMG e MMG (ORIZIO *et al.*, 1991) e a influência da fadiga (ORIZIO *et al.*, 2003).

A relação entre iMMG e força encontrada para a contração voluntária do músculo bíceps braquial foi parabólica de 0% até 80% da MCV (máxima contração voluntária) (ORIZIO; PERINI; VEICSTEINAS, 1989b). A variação da amplitude do sinal de MMG entre o início e o final da contração (músculo em exaustão) apresentou particularidades. Nas contrações entre 20% e 40% da MCV, a amplitude do sinal de MMG inicial foi menor que a final (exaustão muscular) ao passo que entre 40% e 80% da MCV, a amplitude inicial passou a ser maior que a final (ORIZIO; PERINI; VEICSTEINAS, 1989a).

A análise no domínio espectral revelou que para contrações a partir de 60% da MCV houve compressão perceptível das linhas de frequência para a região das frequências mais baixas do espectro (ORIZIO *et al.*, 1992). O surgimento da fadiga muscular também ocasionou o deslocamento do espectro para as menores frequências (ORIZIO *et al.*, 2003). Essas descobertas trazem luz à possibilidade de monitorizar parâmetros como a MPF e a amplitude do sinal de MMG e relacioná-los ao torque desenvolvido no esforço de antever a sua queda.

Recentemente, pesquisadores investigaram a resposta de MMG à aplicação de estímulos elétricos utilizando sensores de deslocamento (laser) e aceleração musculares (UCHIYAMA; SHINOHARA, 2013). Os resultados apontaram que a MMG por acelerometria é capaz de identificar características mecânicas do músculo tanto na direção longitudinal quanto na transversal, ao passo que o sensor de deslocamento mostrou-se apropriado para a identificação de características mecânicas relacionadas somente à direção longitudinal e, ainda, para frequências em torno de 3 Hz. Posatskiy e Chau (2011) compararam microfones capacitivos e acelerômetros e seus resultados apontaram que microfones (transdutor de deslocamento) devem ser preferidos quando minimizar os efeitos de artefatos de movimento for importante.

Sarlabous *et al.* (2013) propuseram um índice com o intuito de avaliar a atividade muscular diafragmática baseado no algoritmo Lempel-Ziv Multiestado para analisar as variações em amplitude do sinal de MMG. Assim como parâmetros convencionais de monitoração de amplitude (RMS e ARV), o índice proposto apresentou correlação positiva com a amplitude de MMG do diafragma, além de mostrar-se menos susceptível a ruídos impulsivos.

Khosravani, Maleki e Fallah (2012) apresentaram uma representação matemática para a fadiga muscular ao longo do tempo que pode ser utilizada na avaliação e controle da fadiga muscular em estudos utilizando EENM. O efeito das pregas cutâneas e da zona de inervação do músculo vasto lateral também foi investigado sem que efeitos no sinal de MMG monitorado tenham sido observados (ZUNIGA *et al.*, 2011).

Um método de transformação logarítmica (RMS de MMG vs torque) foi aplicado ao sinal de MMG do vasto lateral durante contração isométrica (HERDA *et al.*, 2010). Parâmetros extraídos de tal transformação entre MMG e torque indicam que a técnica pode ser útil para examinar as estratégias de ativação de unidade motora por refletir diferenças relacionadas à área das fibras.

A MMG também foi investigada no estudo do equilíbrio ortostático (JEFFREY ARMSTRONG *et al.*, 2010). Acelerômetros uniaxiais foram colocados nos músculos sóleo, vasto medial e vasto lateral de voluntários que se equilibravam na perna dominante. Os resultados indicaram que a MMG fornece informações confiáveis com relação ao equilíbrio postural e pode ser utilizada em aplicações de controle ortostático.

Grupos musculares de interesse já foram estudados com o emprego da mecanomiografia, alguns, inclusive, buscando determinar a fadiga muscular durante contrações isométricas: bíceps (SCHEEREN *et al.*, 2008; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009; ARCHER *et al.*, 2011), quadríceps (DALTON; STOKES, 1993; SHINOHARA *et al.*, 1998; KOUZAKI; SHINOHARA; FUKUNAGA, 1999; COBURN *et al.*, 2005; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2011; SCHEEREN *et al.*, 2011; KRUEGER *et al.*, 2012); tibial anterior, sóleo e gastrocnêmio (ORIZIO *et al.*, 1999; YOSHITAKE; MORITANI, 1999; MIYAMOTO; ODA, 2003; KIMURA *et al.*, 2004; ORIZIO; GOBBO; DIEMONT, 2004); e glúteo máximo (MCANDREW *et al.*, 2005). As contrações isocinéticas ainda foram pouco estudadas

(EBERSOLE; O'CONNOR; WIER, 2006; NOGUEIRA-NETO; NOHAMA; BUTTON, 2007).

Pesquisas também investigaram o desenvolvimento de parâmetros híbridos (SCHEEREN *et al.*, 2010), isto é, operações matemáticas envolvendo parâmetros calculados e índices de eficiência de diferentes perfis estimulatórios sobre pessoas com lesão medular (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010b).

2.5 CONTROLE MOTOR POR EENM

Durante o processo evolutivo, as espécies desenvolveram estratégias de controle de suas funções fisiológicas e motoras. O controle motor, no ser humano, é realizado pelo SNC que integra informações sensoriais e permite a realização de tarefas necessárias à independência funcional do indivíduo tais como caminhar, segurar objetos, comunicar-se, alimentar-se, realizar sua higiene pessoal, entre outras. Dessa forma, patologias do SNC que comprometam o controle motor podem restringir seriamente a participação do indivíduo na sociedade, restringindo-lhe o exercício da cidadania. Quando a perda de funções motoras ocorre de forma abrupta, tal como acontece no trauma raquimedular, que produz uma lesão medular e que pode ocorrer posteriormente ao acidente vascular encefálico (AVE), o impacto na vida do indivíduo e da família pode ser drástico, comprometendo a qualidade de vida dele.

Quando os sistemas naturais de controle motor falham ou estão parcialmente inoperantes, como nos casos de lesão medular, sistemas artificiais podem controlar, continuamente, a atividade dos músculos responsáveis por efetuar um dado movimento. A geração de movimentos pode ocorrer de acordo com as seguintes teorias, apontadas em Stirling (2009): (i) geração de padrões centrais; (ii) geração de movimentos a partir de primitivas; (iii) controle do ponto de equilíbrio; (iv) sensoriamento ou realimentação (*feedback*), e (v) previsão ou antecipação (*feedforward*).

Seligman (1982) classificou os estimuladores elétricos (EEs) fisiológicos em quatro categorias: (i) externos, representando os sistemas que não requerem que o paciente sofra

intervenção cirúrgica ou punção; (ii) *hard-wired*, representando os sistemas desenvolvidos para aplicações temporárias ou em pesquisa, em que eletrodos implantados são conectados ao módulo externo por meio de cabos; (iii) com acoplamento transcutâneo, sistemas que requerem eletrodos implantados e circuitos eletrônicos passivos que recebem alimentação e controle enviado por um módulo externo; e (iv) totalmente implantados, em que eletrodos e módulos de controle e alimentação são implantados. A Figura 2.4 ilustra essas quatro categorias.

Segundo Schulman *et al.* (2006), o “sistema de EENM ideal” deveria possuir as seguintes características: (i) fornecer tanto estimulação quanto sensoriamento; (ii) ser totalmente implantável; (iii) ser minimamente invasivo; (iv) possuir capacidade de comunicação em tempo real; (v) não possuir limitação no número de canais de estimulação e sensores de monitoração, e (vi) operar sem o emprego de módulos externos ou cabos interconectando os componentes do sistema.

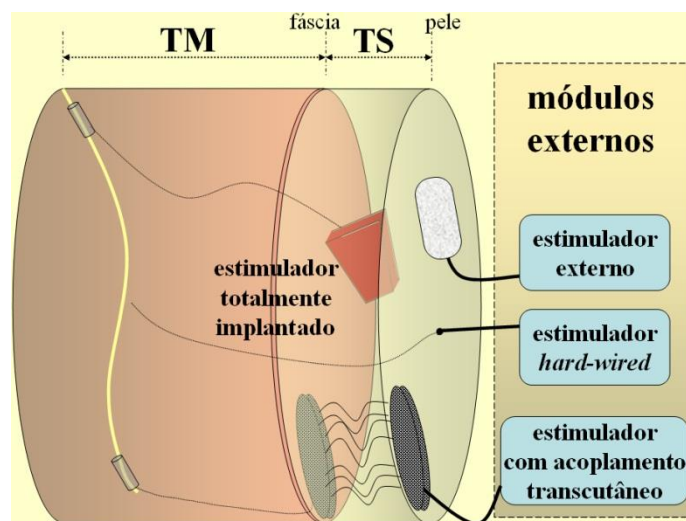


Figura 2.4 – Categorias de estimuladores elétricos fisiológicos.

Estimuladores externo, *hard-wired*, com acoplamento transcutâneo e totalmente implantado, conectados aos eletrodos de superfície, percutâneo e tipo *cuff*, respectivamente. TM – tecido muscular; TS – tela subcutânea (modificado de Nogueira-Neto *et al.* (2010) – com autorização da RBEB).

Independentemente da configuração e da topologia do EE, o sistema de EENM necessitará de um mecanismo de controle para seu funcionamento. O objetivo principal de se inserir um controlador em sistemas de EENM é o de solucionar problemas de natureza de

coordenação sensório-motora como aqueles normalmente contornados pelo SNC e SNP (DAVOODI; BROWN; LOEB, 2003). Na concepção de Prochazka (1993), o objetivo seria estimular músculos de modo controlado para restaurar o máximo possível de função motora comprometida pela lesão medular.

Para atingir esse fim, em linhas gerais, um controlador deve ser projetado para (i) captar informações em tempo real dos sensores que monitoram certo fenômeno, (ii) tomar decisões para definir a ação a ser tomada a partir dos sinais obtidos e (iii) gerar os sinais de estimulação a serem aplicados com amplitude, duração e taxa de repetição apropriadas (POPOVIC, 2004).

Vários tipos de sistemas e diversas estratégias de controle já foram elaborados para EENM em MMII. É possível relacionar os sistemas em malha aberta, em malha fechada, híbridos, com um canal de estimulação, com vários canais de estimulação, empregando lógica nebulosa (*fuzzy*), redes neurais artificiais, controladores PI e PID, utilizando sensores/eletrodos externos e/ou implantáveis.

Em seguida, introduz-se o princípio básico dos métodos e das estratégias de controle elaboradas por pesquisadores de diversos centros.

2.5.1 Sistemas de controle de EENM

Em sua definição geral, controladores (lógicos programáveis, de lógica nebulosa, etc) controlam plantas industriais. No caso de EENM, a planta é um sistema neuromuscular que pode ser simplificado como mostra a Figura 2.5.

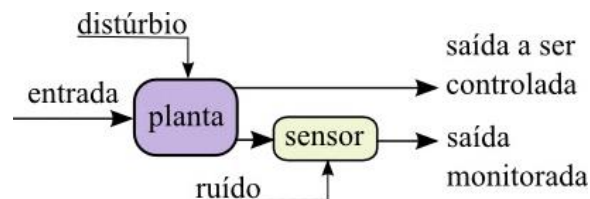


Figura 2.5 – A planta (sistema neuromuscular) (baseado em Kwakernaak e Sivan (1972)).

Na Figura 2.5, a planta é influenciada pela variável de entrada (que pode ser manipulada), sofre a influência de distúrbio (que não pode ser manipulado) e fornece uma saída que se deseja controlar e outra saída monitorada por sensores (e influenciada por ruídos inerentes ao processo de observação) que possibilita conhecer o estado da planta. Deseja-se controlar essa planta de forma a contornar o problema da imprevisibilidade do distúrbio, do desconhecimento dos parâmetros internos e do estado da planta, e do ruído dos sensores. Para isso, existem duas formas de operação de controle descritas na literatura: malha fechada e malha aberta. A Figura 2.6 e a Figura 2.7 mostram os blocos básicos dos controladores atuando em malha aberta e fechada, respectivamente.

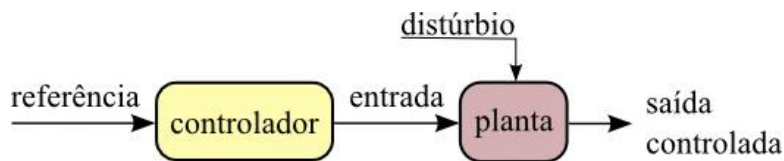


Figura 2.6 – Diagrama de blocos de sistema de controle em malha aberta (baseado em Kwakernaak e Sivan (1972)).

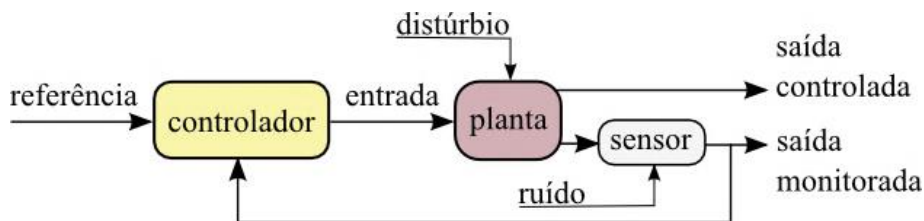


Figura 2.7 – Diagrama de blocos de sistema de controle em malha fechada (baseado em Kwakernaak e Sivan (1972)).

Na Figura 2.6 e na Figura 2.7, os ramos diretos dos diagramas de blocos são semelhantes. Existe um “comando de referência” aplicado à planta, no caso um sistema muscular que passa pelo controlador. O controlador determina a correção aos parâmetros estimulatórios para atingir o objetivo do comando. Em seguida, os pulsos estimulatórios são aplicados à planta. A partir desse ponto, os controladores em malha fechada e aberta diferem. Em malha fechada, a saída monitorada é automaticamente realimentada ao controle que, havendo necessidade, realiza correções nos parâmetros de estimulação a fim de eliminar o erro e cumprir o comando requisitado.

Os controladores em malha aberta não possuem nenhuma informação a respeito do estado inicial da planta, distúrbios e parâmetros que não os observados antes do processo de controle à época do projeto do controlador. O controlador realiza um pré-processamento da referência fornecendo uma entrada à planta (sistema neuromuscular). Contudo, os parâmetros de estímulo são previamente estabelecidos e não possibilitam compensação. Já os controladores em malha fechada são mais poderosos que os de malha aberta, pois possuem informações sobre o estado inicial da planta, seus parâmetros e distúrbios, durante o processo de controle.

Sistemas de controle em malha fechada trabalham com realimentação negativa ($|referência - saída controlada corrente| = 0$), isto é, conduzindo a resposta do sistema visando eliminar o erro (OGATA, 1996). Neste modelo de controle, busca-se alcançar sistemas estáveis.

Um dos problemas que atrapalham o desempenho de sistemas de EENM é a qualidade do controle do movimento (ABBAS; TRIOLO, 1997). Um EE neuromuscular deve fornecer estabilidade postural quando surgem distúrbios externos ou internos.

Os parâmetros de estimulação que podem ser controlados pelo sistema envolvem a intensidade do estímulo (modulada por amplitude ou largura de pulsos), além do formato dos pulsos, dos períodos ativo e inativo de pulso individual e de trem de pulsos (*bursts*). Variações controladas desses parâmetros fazem com que o músculo estimulado apresente um desempenho diferenciado podendo demorar mais para apresentar fadiga muscular ou consequências devido à adaptação neuronal (PACKMAN-BRAUN, 1988; MATSUNAGA; SHIMADA; SATO, 1999) e maximize o desempenho muscular (KESAR; BINDER-MACLEOD, 2006). A Figura 2.8 ilustra um exemplo de sinal modulado em amplitude, isto é, com amplitude variável ao longo do tempo, que pode ser aplicado por um canal de EE para realizar a extensão de perna paralisada por lesão medular. O perfil é similar aos que foram utilizados neste trabalho.

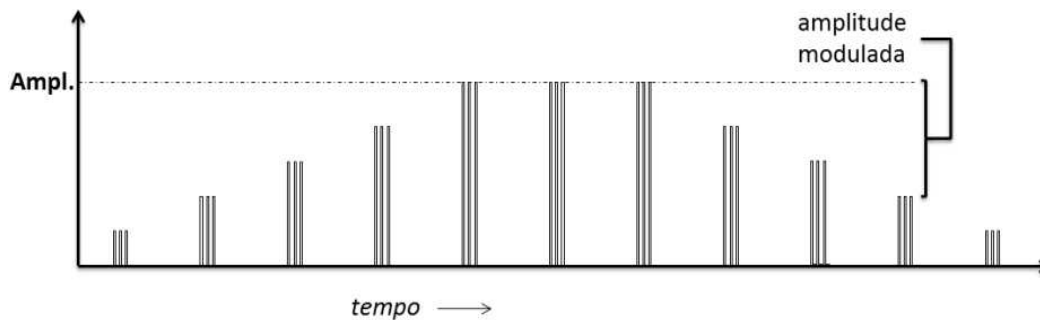


Figura 2.8 – Forma de onda de EENM modulada em amplitude.

O aumento na carga elétrica a ser aplicada ocorre por meio do incremento na tensão (amplitude) do estímulo. O gráfico representa um envelope de sinal composto por trens de pulsos. Ampl. – amplitude em volts (V).

Existem vários modelos de controladores realimentados descritos na literatura (KILIAN, 2006), entre eles: *on-off*; proporcional (P); proporcional-integral (PI); proporcional-diferencial (PD); proporcional-integral-diferencial (PID); com agendamento de ganho (IOANNOU; SUN, 1996); com lógica nebulosa; empregando redes neurais; e a combinação entre modelos. A seguir, alguns princípios de controladores realimentados serão abordados.

2.5.1.1 Controlador *on/off*

Quando o atuador está desligado, a variável monitorada tende a um valor de repouso. Assim que a variável observada – ângulo – atinge um valor superior estipulado, o EE desliga (e tende ao valor de repouso) e é reativado quando a variável atinge o valor mínimo determinado. Como exemplo, um ângulo configurado para 70° pode ficar oscilando entre 68° e 72° com um período (T_c).

Dolan *et al.* (1998) empregaram um controlador *on/off* em um sistema de dois canais para auxiliar uma pessoa com lesão completa T5/6 a sentar e levantar de uma cadeira. O ângulo da articulação do joelho foi monitorado para controlar a aplicação de EENM ao quadríceps de cada perna. Assim que o ângulo atingia os valores determinados, a estimulação elétrica era ligada ou desligada, sem ajuste de intensidade de estímulo.

2.5.1.2 Controlador proporcional

A ação proporcional é uma das estratégias de controle mais básicas (Figura 2.9). O atuador aplica um estímulo corretivo que é proporcional ao erro observado (*referência - saída monitorada*) (SKOGESTAD, 2001). A desvantagem desse método é a existência de um erro estático devido ao baixo ganho (K_p) do controlador e à presença de forças externas constantes (como gravidade) o que requer compensação extra (KILIAN, 2006).

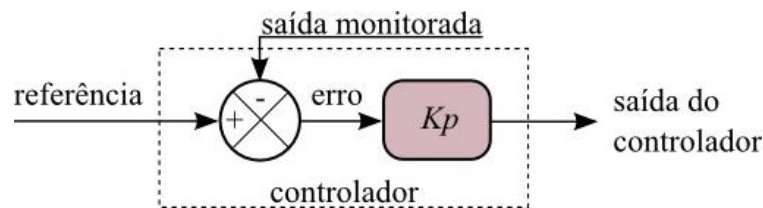


Figura 2.9 – Controlador proporcional.
(baseado em Kwakernaak e Sivan (1972)).

2.5.1.3 Controlador proporcional-integral (PI)

A saída V_{oc} do controlador PI é proporcional aos erros passados, multiplicados pelo tempo (SKOGESTAD, 2001), conforme indica a Equação 2.1:

$$V_{oc} = K_p E + K_p K_I \Sigma(E \Delta t) \quad (2.1)$$

onde K_I e K_p são as constantes dos ganhos integral e proporcional, respectivamente, E é o erro e $\Sigma(E \Delta t)$ é a integral do erro.

Um comando de referência é enviado ao canal de estimulação para estender o joelho a 30° , como ilustra o exemplo da Figura 2.10.

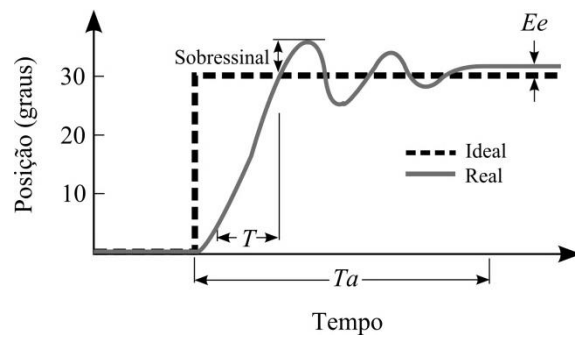


Figura 2.10 – Posição angular do joelho em resposta à estimulação elétrica. Ângulo do joelho (curva sólida); estímulo elétrico (curva tracejada). O ângulo articular leva tempo T para percorrer de 10 a 90% do ângulo de referência, apresenta oscilações em torno da referência (sobressinal) e estabiliza em um valor que pode conter um erro estacionário (Ee) (baseado em Kilian (2006)).

Com o tempo, o erro estacionário é eliminado, mas outro problema surge. A inserção de um elemento integral ao controlador reduz a estabilidade do sistema e aumenta o pico do sobressinal. Apesar de apresentar atraso no sinal devido ao processo de integração, a correção da saída é rápida, o que leva ao aparecimento do sobressinal.

Foggiato, Foggiato e Nohama (2000) desenvolveram um EE realimentado com controlador PI para EENM. O sistema não foi avaliado em pessoa com lesão medular, mas em modelo mecânico conectado a um servomotor. O sistema mostrou-se funcional e eficiente.

2.5.1.4 Controlador proporcional-diferencial (PD)

Permite ao sistema responder mais rapidamente a variações na demanda de força e amortece o sobressinal (ver Figura 2.10). O amortecimento também possibilita reduzir o erro estacionário (SKOGESTAD, 2001). No caso, a saída V_{oc} do controlador PD é proporcional à taxa de variação do erro, conforme apresentado na Equação 2.2.

$$V_{oc} = K_p E + K_p K_D (\Delta E / \Delta t) \quad (2.2)$$

onde K_D e K_p são as constantes dos ganhos diferencial e proporcional, respectivamente, E é o erro e $\Delta E / \Delta t$ é a derivada do erro.

Um ajuste muito elevado do coeficiente K_D diminui a velocidade do sistema e amplifica os erros existentes, sendo necessário um valor adequado.

Mihelj e Munih (2002) e Vette, Masani e Popovic (2007) utilizaram controladores PD para controlar a manutenção ortostática de uma pessoa com lesão medular torácica.

2.5.1.5 Controlador proporcional-integral-diferencial (PID)

Muitos sistemas de controle utilizam o PID (Equação 2.3), cuja saída V_{oc} é uma combinação das características desejáveis dos controladores descritos nas três seções anteriores (SKOGESTAD, 2001). O ajuste adequado dos parâmetros do PID faz-se necessário para possibilitar a estabilidade do sistema.

$$V_{oc} = K_P E + K_I K_P \Sigma(E \Delta t) + K_D K_P (\Delta E / \Delta t) \quad (2.3)$$

Previdi *et al.* (2005) projetaram um sistema controlado de EENM com PID para comandar movimentos funcionais que possibilitariam a um lesado medular levantar-se e sentar-se. O sistema foi avaliado positivamente mediante simulações.

2.5.1.6 Controlador não linear com agendamento de ganho

Segundo Ioannou e Sun (1996), o princípio básico do funcionamento deste controlador é dividir para conquistar. Um processo não linear é dividido em subprocessos lineares. Um determinado número N de pontos de equilíbrio ($i = 1, 2, 3, \dots, N$) são escolhidos ao longo da faixa de operação da planta (sistema neuromuscular). Para cada i , um controlador realimentado fornece um conjunto de ganhos constantes θ_i para um controlador, $C(\theta)$, que combina os vários ganhos lineares cobrindo os N pontos da faixa de operação do sistema.

Uma ou mais variáveis, denominadas variáveis de agendamento (ou auxiliares), são utilizadas para detectar qual é o ponto de equilíbrio corrente e habilitar o controle linear.

Então, o conjunto de ganhos θ_i do ponto de equilíbrio em questão é fornecido ao $C(\theta)$. O módulo de agendamento de ganho consiste de uma tabela com os valores de ganho para cada ponto de equilíbrio e necessita que as entradas auxiliares, provindas das medições realizadas na planta, tenham boa correlação com as transições entre pontos de equilíbrio.

Previdi e Carpanzano (2003) empregaram esta técnica para controlar a articulação do joelho e suas simulações demonstraram que a estratégia de ganho linear agendado (neste sistema não linear) apresentou desempenho melhor do que a sistemas puramente lineares sem agendamento.

2.5.1.7 Controlador em lógica nebulosa

A principal vantagem em se utilizar um controlador desenvolvido em lógica nebulosa é a sua habilidade em incorporar experiência, intuição e heurística em vez de modelos matemáticos (CIRSTEA *et al.*, 2002).

O controlador em lógica nebulosa (*fuzzy logic controller* – FLC) foi especialmente idealizado para sistemas nos quais é possível aplicar mais de uma alternativa de controle para uma mesma situação (ZADEH, 1988). Por exemplo, um protocolo de estimulação pode vislumbrar o encerramento dos estímulos pouco antes de se estabelecer a fadiga muscular. Porém, resta saber quanto tempo antes e como caracterizar o instante em que o músculo está fadigado. Um indivíduo pode considerar que um músculo começou a fadigar em um dado instante e como não fadigado no mesmo instante dependendo da tarefa e da demanda de força para a realização da atividade.

Um protocolo pode demandar diferentes estratégias de controle para o músculo em fadiga e não fadigado. Em certo instante, dois protocolos podem ser aplicados ao mesmo tempo com pesos diferentes. Além disso, a estratégia pode aceitar moderados níveis de imprecisão. É nesse contexto que se apresenta o FLC, buscando imitar a maneira de pensar do operador do sistema (LEE, 1990).

O FLC utiliza um conjunto de regras elaboradas pelo operador que processa o sinal captado pelo sensor em uma forma compreensível pelo FLC. A saída é um conjunto de res-

postas que são transformadas em valores apropriados a serem aplicados ao processo (LEE, 1990).

O FLC é um circuito em lógica nebulosa bastante utilizado comercialmente (PATYRA; GRANTNER; KOSTER, 1996). Ele pode ser empregado em sistemas de malha fechada juntamente com controladores PID, onde seu objetivo é adaptar os parâmetros do controlador a várias situações (KILIAN, 2006).

Mourselas e Granat (2000) utilizaram a tecnologia nebulosa para detectar eventos da marcha. Já Silva (2002) empregou lógica nebulosa para controlar a amplitude de estímulos de um sistema de EENM multicanal para movimentos funcionais. Oliveira *et al.* (2012) realizaram simulações de controle de articulação de joelho com modelos Takagi-Sugeno. Os resultados mostraram que os sistemas foram eficientes.

2.5.1.8 Redes neurais

Uma rede neural constitui-se de elementos de processamento denominados neurônios (unidades, células ou nós). Os neurônios conectam-se a outros neurônios sendo que cada ligação está associada a um peso específico que geralmente multiplica o sinal passado de um neurônio ao seguinte. Os neurônios intermediários recebem sinais de entrada aos quais aplicam uma função de ativação, normalmente não-linear, para determinar o sinal de saída (FAUSETT, 1994). Pode haver mais de uma camada com neurônios intermediários.

Os parâmetros que caracterizam uma rede neural são: arquitetura, isto é, o padrão de conexão interneural; treinamento, ou seja, o algoritmo empregado para determinar os valores dos pesos de cada conexão; e função de ativação (FAUSETT, 1994). Existem duas classes de redes neurais: redes sem realimentação (*feedforward*), onde os neurônios recebem sinais de entrada provenientes dos neurônios anteriores e que são processadas e repassadas para os neurônios da camada seguinte; e redes realimentadas (*recurrent*) onde o neurônio pode enviar sinais de saída para neurônios das camadas anteriores (CIRSTEA *et al.*, 2002).

Uma das vantagens mais importantes das redes neurais é que podem ser treinadas facilmente e de modo instantâneo a partir de um conjunto de dados de entrada, ou entrada e saída, fornecido à rede, que pode estar operando em tempo real (SPECHT, 1990).

Redes neurais foram utilizadas no desenvolvimento de um sistema de controle de estimulador implantável (HANSEN *et al.*, 2002) e na detecção da fase da marcha (SHIMADA *et al.*, 2005).

2.5.2 Estratégias de controle de FES para membros inferiores

Uma abordagem a sistemas de aplicação e controle de FES na área de engenharia de reabilitação pode começar com a descrição de EEs para correção do pé equino que, geralmente, controlam um ou dois canais de estimulação.

Soluções para essa deficiência foram elaboradas a partir da identificação das fases da marcha denominadas de apoio e balanço. O pé equino caracteriza-se pela incapacidade de dorsiflexão durante a fase de balanço (LYONS *et al.*, 2002). A fase de apoio inicia-se com o contato do calcanhar no solo e termina com o desprendimento da ponta do pé (metatarso), o que caracteriza o início da fase de balanço que, por sua vez, termina com o contato do calcanhar no solo (PERRY *et al.*, 1995).

A ideia original do emprego de FES para a correção do pé equino é de Liberson *et al.* (1961) *apud* Strojnik *et al.* (1979). Sua ideia consistiu em posicionar eletrodos de superfície sobre o nervo fibular comum para estimular os músculos dorsiflexores de paciente hemiplégico. O músculo tibial anterior é o principal músculo responsável pela dorsiflexão do pé e é contraído artificialmente assim que o calcanhar se desprende do solo.

Segundo Liberson *et al.* (1961), durante a fase de apoio, um contato mecânico posicionado no calcanhar da palmilha do calçado aciona o divisor de tensão na saída do estimulador. Com o contato em estado fechado, o circuito impede a liberação do estímulo aos eletrodos. Quando o contato abre, pouco antes do início da fase de balanço, no momento em que o calcanhar se descola do solo, o circuito possibilita a aplicação do estímulo. Vodovnik

et al. (1965) sugeriram melhorias ao modelo de Liberson como o acionamento manual do estimulador e o emprego de EMG ao invés dos contatos.

Entre os primeiros estimuladores elétricos multicanais destaca-se o sistema desenvolvido por Strojnik, Kralj e Ursic (1979) capaz de controlar até três articulações da perna de paciente hemiplégico. Contava com mais um contato posicionado abaixo do metatarso. Caso o indivíduo levantasse temporariamente o calcanhar, o estímulo seria aplicado somente se o outro contato estivesse aberto.

Sem considerar a análise de intervalos de tempo, Brandell (1982) desenvolveu um EE de seis canais controlado por quatro contatos mecânicos. Portas lógicas estabeleciam um padrão fixo de ativação dos músculos sem possibilidade de adaptação à velocidade da marcha. O autor sugeriu o prazo de duas semanas para o paciente se adaptar ao sistema com melhora na simetria das passadas e dorsiflexão de voluntário hemiplégico.

Apesar de serem soluções válidas para a correção da marcha, esses métodos não permitiam a função inversa, isto é, o sistema se adaptar ao paciente. Os estímulos e intervalos de tempo projetados para o acionamento dos EEs eram previamente configurados.

A acelerometria foi empregada para a identificação dos estados da marcha como função da aceleração equivalente (\mathbf{a}_{eq}). Pesquisadores posicionaram acelerômetros entre o joelho e o tornozelo para identificar as fases de apoio ($|\mathbf{a}_{eq}| = g$) e balanço ($|\mathbf{a}_{eq}| \neq g$) (WILLEMSSEN; BLOEMHOF; BOOM, 1990). A análise ocorreu no plano sagital e os dados foram obtidos pela monitoração da \mathbf{a}_{eq} fornecida por sensores posicionados na perna do paciente. Os erros observados com a acelerometria mostraram-se maiores que os da eletrogoniometria (WILLEMSSEN; FRIGO; BOOM, 1991). Porém, seu emprego possibilitou determinar o ângulo entre segmentos, a aceleração dos segmentos e as fases da marcha.

Mansfield e Lyons (2003) empregaram a acelerometria para detectar a fase da marcha de ambas as pernas posicionando o acelerômetro no tronco do indivíduo. O sinal da aceleração foi convertido em pulsos 1 e 0 conforme o sinal do acelerômetro ascendia ou descendia, possibilitando empregar o trem de pulsos resultante no controle da marcha.

Cada marcha patológica possui suas próprias características (WINTER, 2005). Nos antigos EEs comandados por contatos eletromecânicos, a amplitude do estímulo era constante durante todo o período de estimulação, o que poderia causar espasmos na perna. O

sistema de Stanic *et al.* (1977) *apud* Strojnik, Kralj e Ursic (1979) armazenava em uma memória digital as sequências de estímulo para a marcha do usuário. A transição entre as amplitudes passou a ser gradualmente modulada dando ao estímulo um formato trapezoidal. Contudo, sistemas desse tipo podem apresentar restrições no tamanho da memória de armazenamento dos padrões de estímulo.

Os sistemas em malha fechada de Prochazka e Wiles (1983), Mourselas e Granat (2000) e Chen *et al.* (2001) – este para movimentos de pedalar – ajustavam a intensidade do estímulo ampliando o pulso trapezoidal, de modo a esticá-lo ao longo do eixo das ordenadas, porém permanecendo constante entre as rampas de subida e descida. Pesquisas apontaram que variações na amplitude do estímulo entre as rampas representariam melhor a condição normal da marcha (LYONS *et al.*, 2000). Mais recentemente, Breen *et al.* (2006) desenvolveram um sistema capaz de ajustar automaticamente a intensidade do estímulo para refletir a variação no padrão da marcha do paciente hemiplégico.

O EE de quatro canais desenvolvido por O'Halloran *et al.* (2003) contava com uma interface de computador desenvolvido em LabVIEW® (ferramenta a ser empregada no desenvolvimento do trabalho proposto) onde o técnico pode gerar vários perfis de estimulação alterando a largura dos pulsos estimulatórios. Posteriormente, abordaram a variação na intensidade do estímulo em resposta à transferência de carga (O'HALLORAN *et al.*, 2004). Eles descobriram que o incremento da intensidade do estímulo pouco antes do contato do calcanhar com o solo melhorou a qualidade da marcha de seus pacientes.

Outro controlador em malha fechada foi desenvolvido empregando lógica nebulosa (MOURSELAS; GRANAT, 2000). Nos seus resultados, o ângulo de dorsiflexão ao longo do tempo do ensaio foi melhorado durante a fase de balanço da marcha. O sistema em malha fechada apresentou um desempenho melhor que o de malha aberta. O controlador empregado possuía duas camadas de controle: uma externa responsável por colocar em sequência os eventos da marcha e uma interna para o ajuste dos parâmetros de malha fechada e amplitude de estímulo. A malha de controle do sistema de EENM desenvolvido por Silva (2002) utilizou lógica nebulosa para controlar a amplitude dos pulsos estimulatórios a partir das informações dos ângulos articulares de um voluntário que já estava em treinamento com EENM e cuja musculatura estava apta para receber os estímulos elétricos. Para objeti-

vos de ângulo estacionários e quase estacionários, o sistema de controle obteve estabilidade. Porém, quando houve muita variação no ângulo objetivo, o sistema tornou-se instável. Oliveira *et al.* (2012) desenvolveram um sistema de EENM para controlar o ângulo do joelho empregando modelos nebulosos Takagi-Sugeno e a eficiência do sistema foi validada apenas com simulações em MATLAB.

As fases da marcha foram estudadas por Shimada *et al.* (2005) que empregaram redes neurais, acelerometria e eletrodos percutâneos. Prosseguindo pesquisa realizada por Ando *et al.* (1999), os autores conseguiram detectar os ciclos de marcha normal e patológica posicionando um acelerômetro biaxial na parte médio-lateral da coxa dos pacientes. A rede neural foi treinada com o sinal do acelerômetro como entrada. O sinal gerado por sensores de força (FSR) abaixo do calcanhar, que identificavam os eventos de toque e desprendimento do calcanhar do solo, eram os objetivos a serem aprendidos pela rede neural. Em tempo real, um computador produzia os estímulos para a fase de balanço dos pacientes.

Até aqui, os sistemas em malha fechada citados apresentaram vantagens frente aos de malha aberta segundo as conclusões dos pesquisadores. Adicionalmente, sistemas de controle em malha aberta não conseguem bom desempenho com o músculo em fadiga (PREVIDI; CARPANZANO, 2003).

Conforme um músculo contrai, o ponto motor a ser estimulado sofre variações com relação à posição dos eletrodos de superfície (REILLY, 1992). Além disso, é praticamente impossível estimular músculos profundos sem excitar os mais superficiais. Há ainda algumas restrições para a aceitação dos pacientes ao emprego de eletrodos de superfície como a perda da seletividade, a sensibilidade do músculo à posição do eletrodo, a dor e a irritação devido à passagem da corrente elétrica através da pele (RUSHTON, 1997). Esses fatos levaram ao desenvolvimento de EEs implantáveis. Com o emprego de EEs implantáveis multicanal, invasivos, o processo de estimulação passou a ser mais seletivo, melhorando o equilíbrio entre dorsiflexão e eversão (KENNEY *et al.*, 2002).

Um exemplo de EE implantável é o de Hansen *et al.* (2002). No modelo de controle proposto, o sinal de eletroneurografia (ENG) do nervo sural é captado e enviado a um módulo externo de detecção de eventos da marcha, retificado, integrado e submetido a um filtro passa-baixas. A filtragem serve para a extração das informações com respeito à força

aplicada à superfície do pé, eliminando os ruídos espúrios. É necessário extrair do ENG a interferência dos sinais de EMG e de estimulação. O algoritmo de controle consiste de uma rede neural lógica adaptativa (ALN) com regras de restrição.

Sistemas implantáveis têm suas vantagens com relação aos de estimulação de superfície. Contudo, além da complexidade inerente ao procedimento, a implantação dos eletrodos traz riscos de infecção ao paciente (DAVIS, 2002) e a eventual quebra dos contatos (LIU SHI *et al.*, 2007) poderia complicar o desenvolvimento do estudo.

A literatura relata sistemas em malha aberta para aplicação de EENM ao quadríceps (MCNEAL *et al.*, 1989). Porém, baseado nos resultados publicados, os melhores desempenhos foram encontrados com sistemas em malha fechada empregando PI e neuro-PID e PID (FERRARIN *et al.*, 1996; CHANG *et al.*, 1997; PREVIDI; CARPANZANO, 2003).

As estratégias de controle para MMII também envolvem a tarefa de estabilizar o paciente em pé, estático. O termo *standing* geralmente descreve o estado de um corpo em posição ereta com relação ao tronco e MMII (KRALJ; BAJD, 1989), atividade denominada manutenção da posição ortostática.

Quando exposto às perturbações no plano sagital, o indivíduo pode recuperar o equilíbrio segundo duas abordagens: a estratégia do tornozelo e a do quadril. A primeira envolve contrações musculares e a movimentação do corpo em torno da articulação do tornozelo como um pêndulo invertido (Figura 2.11). O objetivo da segunda é estimular os músculos extensores/flexores do quadril e do joelho de forma a mantê-los estendidos e evitar a queda do corpo fixando os tornozelos ou apoiando o paciente em barras laterais (GOLLIDAY, 1975) *apud* (JOHANSSON; MAGNUSSON, 1989).

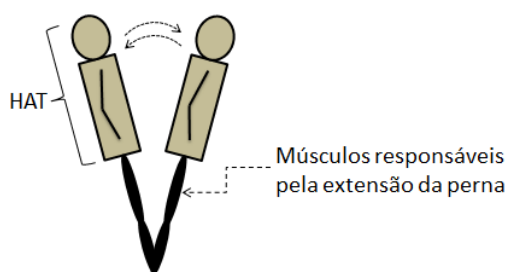


Figura 2.11 – Estratégia do pêndulo invertido para o modelo de três segmentos.
HAT – segmento incorporando cabeça, tronco e membros.

Seguindo a abordagem do pêndulo, pesquisadores desenvolveram uma estratégia de controle envolvendo a estimulação bilateral dos extensores da perna com o intuito de estabilizá-los em extensão total (JAEGER; YARKONY; SMITH, 1989). Eles empregaram o modelo de três segmentos (perna, coxa, cabeça-braços-tronco - HAT) e o auxílio de barras paralelas. Concluíram que dois canais de estimulação é o mínimo para suportar o paciente segundo esse modelo; um para cada músculo extensor do joelho. Fujita *et al.* (1995) utilizaram um modelo bastante parecido e chegaram à conclusão de que a estimulação dos músculos biarticulares de MMII (como o gastrocnêmio e o bíceps femoral) produz o efeito desejado em uma articulação e indesejado na outra. Inferiram também que a estimulação em tais músculos deve ser evitada dando-se a preferência à estimulação em músculos monoarticulares. Quando isso não é possível, deve ocorrer a estimulação de músculos antagonistas para aumentar a rigidez das articulações.

A abordagem de Hunt *et al.* (1997) envolveu um sistema de controle em malha fechada. Seu princípio é considerar a planta (sistema neuromuscular) em duas partes: atuadores musculares – que são não lineares e variam rapidamente no tempo – e o pêndulo invertido – praticamente constante. Isto levou à concepção de um sistema de três laços, sendo dois internos (um para cada tornozelo) e um externo. Um indivíduo com lesão medular foi amarrado a uma prancha lateral, preso das canelas ao tronco. A EENM foi aplicada nos músculos dorsiflexores e os músculos responsáveis pela extensão do quadril e dos joelhos não foram estimulados. O voluntário não caía devido a um sistema de suporte de peso consistindo de cordas amarradas ao teto que seguravam o corpo presas aos ombros. A validação do sistema foi aplicada em lesado medular e pessoa hígida (MUNIH *et al.*, 1997). Apesar de realizar o equilíbrio artificial de ambos, o estabelecimento da fadiga muscular e a espasticidade limitaram o tempo de estimulação em menos de 1 min.

A tarefa de possibilitar a uma pessoa com lesão medular levantar-se e sentar-se em uma cadeira também foi estudada (DOLAN; ANDREWS; VELTINK, 1998). Por meio de um controlador *on/off*, a velocidade angular do joelho foi monitorada em função do ângulo dessa articulação. Se a velocidade em determinado ângulo cair/subir abaixo/acima de determinado valor, o EE é acionado/desativado. Os autores concluíram que o sistema possui a

vantagem de ser genérico e não necessitar do conhecimento da planta sob EENM. Porém, se a fadiga muscular não for monitorizada, pode inviabilizar o sucesso do sistema.

Winter *et al.* (1998) realizaram estudos para determinar a natureza do controle do equilíbrio para suportar um paciente em pé. Eles empregaram uma plataforma de força para medir o centro de pressão (COP – *center of pressure*) e um sistema de monitoramento por imagem para determinar o centro de massa (COM – *center of mass*). Calculando a variação do COP subtraído do COM (sua projeção entre os pés), conseguiram boa correlação com a aceleração do corpo no plano sagital.

No esforço de reduzir a fadiga muscular dos músculos ativados para que o lesado medular possa permanecer em pé por mais tempo, Mihelj e Munih (2002) modelaram um sistema em malha fechada com controlador PD baseado em um duplo pêndulo invertido para compensar o torque decorrente do efeito da gravidade na articulação do tornozelo. A projeção do COM do voluntário, que recebe a EENM, deveria recair próximo ao eixo de rotação do tornozelo. O sistema experimental contava com uma estrutura metálica para restringir a movimentação no plano sagital, os joelhos e quadril fixos por barras de alumínio. A movimentação do paciente ficou restrita apenas ao segmento HAT e à articulação do tornozelo. O torque na articulação do tornozelo foi reduzido e houve estabilização da postura. Entretanto, assim como o modelo proposto por Jaeger *et al.* (1989), o paciente não poderia ficar em pé sem o auxílio de barras de apoio.

Geralmente, sistemas para a articulação do joelho buscam associar o ângulo da articulação à entrada de referência. McNeal *et al.* (1989) pesquisaram a articulação do joelho com sistema em malha aberta para EENM aplicada ao quadríceps. No estudo o paciente ficou sentado, enquanto a estimulação causava a extensão do joelho. O resultado demonstrou que a fadiga muscular não demora a ocorrer, de forma que o sistema contou com um ajuste de ganho manual para compensar a queda no desempenho do movimento. O ajuste manual pode ficar prejudicado na situação de vários canais estimulatórios serem utilizados no sistema. Os autores concluíram que, para usar sistemas em malha fechada, ajustes são necessários para atingir o desempenho desejado e também compensar os efeitos da fadiga.

Em virtude das restrições envolvidas com sistemas de malha aberta, o EE em malha fechada multicanal de Ferrarin *et al.* (1996) utilizava um controlador PID para a aplicação

de EENM ao músculo quadríceps. O sistema era capaz de controlar apenas movimentos lentos da articulação do joelho.

Um sistema de EENM de 16 canais foi construído por Zagheni (1998) e uma malha de controle por computador foi desenvolvida por Foggiato *et al.* (2000). O sistema contava com realimentação baseada nas variações angulares das articulações dos MMII onde foram posicionados eletrogoniômetros. Na validação do sistema, optaram por monitorar a articulação do joelho. Um único canal estimulatório (reto do fêmur) foi empregado para estender o joelho. Nos ensaios estáticos, uma tensão era aplicada e observava-se em que posição angular a perna estabilizava. Para o estudo da resposta dinâmica, o sistema foi validado em um modelo mecânico utilizando um controlador PI. Para os autores, os resultados mostraram-se satisfatórios; porém poderiam ser melhorados com a introdução de outros parâmetros de monitoração como torque, força e aceleração.

Bó (2012) realizou simulações de um sistema de EENM em malha fechada PID controlando o ângulo e a impedância articular de músculos agonistas e antagonistas. Os resultados mostraram que o método proposto foi eficiente na tarefa de controle. Já o sistema de EENM desenvolvido por Catunda *et al.* (2012) foi capaz de controlar o movimento de flexão do antebraço de indivíduo hígido. O ângulo controlado oscilou ao redor do valor desejado. Para utilização com pacientes hemiparéticos, os autores acreditam que haverá necessidade de determinar individualmente os coeficientes do controlador.

Um sistema de controle baseado em redes neurais foi desenvolvido por Chang *et al.* (1997) para controlar a posição do joelho por estimulação do quadríceps. O paciente foi acoplado a um dinamômetro com as coxas fixas e os joelhos livres para se movimentarem. Um computador realizou a interface e o controle do sistema. O sistema neuro-PID utilizado por Chang *et al.* (1997) consiste de um controlador neural e um controlador PID realimentado. Primeiramente, o controlador neural foi treinado para obter o modelo dinâmico inverso da planta. Depois do treinamento, o modelo foi empregado para calcular o estímulo adequado a ser aplicado a partir do ângulo desejado. Contudo, existiam erros inerentes ao resultado da rede neural, então, um controlador PID em paralelo corrigia o resultado calculado pela rede. Os pesquisadores constataram que o controlador neuro-PID obteve desempenho melhor que os controladores neural e PID quando atuaram separadamente.

Quevedo *et al.* (1997) abordaram estratégias de controle da marcha que possibilitassem superar obstáculos no caminho percorrido (situação do dia-a-dia). Estudaram o movimento a ser executado por duas abordagens: (i) registrar e extrair o padrão do EMG dos músculos monitorados durante o movimento e, em seguida, transformar o sinal obtido em sequências de estímulo e (ii) extrair dados cinemáticos e, a partir deles, determinar sequências de estímulo. Os resultados mostraram que, identificando corretamente as sequências, é possível superar obstáculos empregando controle artificial da marcha.

A construção de sensores capazes de serem empregados por sistemas de malha fechada foi outro foco de estudo desse grupo de pesquisa (ARANTES, 1993; QUEVEDO *et al.*, 1997).

Outra área de pesquisa é o controle adaptativo da marcha induzida por EENM com redes neurais (SEPULVEDA INOSTROZA; GRANAT; CLIQUET JR, 1997). Nesse trabalho, os pesquisadores utilizaram uma rede neural de três camadas no controle em malha fechada da fase de balanço da marcha. Os resultados da pesquisa mostraram que os estímulos gerados pela rede podem melhorar a qualidade dos passos. Como pesquisas futuras, citaram o treinamento da rede neural empregando amostras obtidas após o surgimento da fadiga muscular.

2.6 MODELO MUSCULAR

Os EEs funcionais que utilizam redes neurais, como o de Hansen *et al.* (2002), não requerem a utilização de modelos musculares. Quando outras técnicas de controle são utilizadas, antes de se submeter um voluntário ao sistema, deve-se testar a técnica com um modelo em seu lugar. Porém, tendo em vista a quantidade de variáveis que afetam o desempenho e a dinâmica musculares, elaborar um modelo muscular completo não é tarefa trivial. Pessoas com lesão medular apresentam baixa resistência à fadiga muscular, o que torna bastante difícil calcular trajetórias de excitação que possibilitem identificar os parâmetros de modelagem (GUIRAUD *et al.*, 2003).

Existem duas classes principais de modelos. A primeira emprega uma abordagem fisiológica do músculo, modelando o seu comportamento metabólico, fenômenos de membrana, AEC, transiente de Ca^{2+} , entre outras características (STERN; PIZARRO; RÍOS, 1997). A segunda aborda-o de forma “macro” do ponto de vista fenomenológico (HILL, 1940; ZHANG; ZHU, 2006).

O objetivo de um modelo matemático adequado é reter as características essenciais do objeto representado e tem de estar atrelado ao propósito do objeto como, por exemplo, prever o seu comportamento (ZAHALAK, 1992). A simulação de movimentos biomecânicos com grande amplitude de movimento vem sendo quase que exclusivamente realizada com modelos de Hill (VAN DEN BOGERT; GERRITSEN; COLE, 1998). Para simulações com EENM, o músculo estimulado pode ser considerado um atuador não linear que varia no tempo e, por isso, o controle preciso de sua força torna-se difícil, sendo necessário utilizar um modelo parametrizado (DURFEE; PALMER, 1994). No entanto, nem sempre a obtenção desses parâmetros é facilitada, pois muitos deles necessitariam de procedimentos invasivos. Pereira (2005) elaborou uma modelagem biomecânica do corpo humano para o controle da locomoção utilizando princípios de mecânica lagrangeana e técnicas de manipuladores robóticos.

Um modelo de músculo que poderia ser útil para este trabalho é o proposto por Devasahayam (2000) e utilizado por Ionescu e de Keyser (2005). Em sua pesquisa, eles modelaram o músculo como uma função de transferência de segunda ordem, em que a entrada é o perfil estimulatório e a saída é a força muscular. Entretanto, para se conseguir uma contração eliciada por EENM em cadeia cinética aberta sustentando um ângulo estável, é preferível um modelo cuja saída seja o ângulo articular.

Outra abordagem é a utilização de um modelo de primeira ordem. No estudo realizado por Ferrarin e Pedotti (2000), sobre a relação entre estímulos elétricos (modulados por largura de pulso) e torque, descobriu-se para um modelo muscular de segunda ordem que havia uma grande probabilidade de cancelamento de um polo por um zero, tornando-se um modelo de primeira ordem, o que quase sempre resultou em um modelo ótimo.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo inicia com a apresentação do sistema multiparamétrico de aquisição de sinais composto por componentes de *hardware* e *software*. O *hardware* envolve o mecanomiógrafo e o eletrogoniômetro desenvolvidos. Com relação ao *software*, esta seção apresenta o fluxograma do programa de aquisição, visualização e controle desenvolvido e descreve-se o modelo biomecânico utilizado e incorporado ao controlador. O esquemático e a topologia do EE neuromuscular desenvolvido também são apresentados. Em seguida, são apresentados os protocolos de ensaios para validação da MMG em contrações isométricas, em cadeia aberta, com voluntários hígidos e com lesão medular, com e sem EENM.

3.1 SENSOR DE MMG E MECANOMIÓGRAFO DESENVOLVIDOS

A entrada do eletromiógrafo comercial utilizado em pesquisas anteriores saturara quando a EENM foi aplicada (SCHMAL, 2006). Para contornar o problema, optou-se pelo emprego da MMG em vez de EMG (FALLER, 2007). Quanto ao tipo de transdutor utilizado, duas alternativas possibilitaram o desacoplamento da análise mecânica (vibrações musculares) dos impulsos elétricos e foram viáveis para monitorizar sinais de MMG: microfone e acelerômetro. Optou-se pelo sensor de MMG com acelerometria porque com ele seria possível registrar a vibração muscular em mais de uma direção, o que não ocorreria com um único microfone. A natureza triaxial deste sensor, por exemplo, pode ser explorada com a determinação da oscilação resultante que é calculada pela raiz quadrada média dos valores axiais. Em outro aspecto, como o sinal de MMG está relacionado com as vibrações do músculo em contração, permite monitorizar as vibrações musculares em todos os sentidos possíveis. Como Akataki *et al.* (1999), estudando o efeito das vibrações das fibras longitudinais no sinal de MMG, encontraram vibração tanto na direção do eixo Z, perpendicular ao ventre muscular, quanto longitudinal às fibras do quadríceps femoral, decidiu-se por construir, para este estudo, um sensor de MMG baseado em acelerometria triaxial, monitorando

a vibração (variação temporal da magnitude da projeção do vetor aceleração (ISO, 1990)) muscular em três eixos ortogonais, conforme mostra a Figura 3.1.

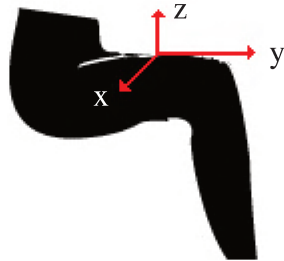


Figura 3.1 – Ventre do quadríceps e os três eixos (x, y, z) de análise do sensor de MMG.

A primeira versão do sensor desenvolvido possuía pequenas dimensões, e era composta por duas placas em oposição simulando um circuito em duas camadas (camada 1 – transdutor; camada 2 – amplificação), o que adicionou um peso extra ao sensor. Watakabe *et al.* (2003) concluíram que o peso adicional influencia na qualidade do sinal captado, de modo que um “acrécimo” de 2 a 50 g causa distorções e atenuações modificando e/ou reduzindo a distribuição espectral de potência do sinal. Desse modo, por exemplo, valores de parâmetros espectrais, como a MPF, de um sinal adquirido com um sensor mais pesado podem apresentar-se menores do que o relatado em outras pesquisas. Por isso, criou-se um segundo sensor, agora com dimensões menores e massa de 0,94 g (registrado com uma balança de precisão Marte AY 220 analítica). Esse sensor possui apenas um acelerômetro e um capacitor para desacoplamento de linha, como se observa na Figura 3.2. O transdutor analógico utilizado (Freescale MMA7260) opera com sensibilidade máxima nominal de 800 mV/g (em que g é a aceleração da gravidade). A largura de banda e frequência de ressonância dos eixos X e Y são 350 Hz e 6 kHz, respectivamente, e para o eixo Z, 150 Hz e 3,4 kHz. A máxima sensibilidade cruzada entre eixos, isto é, a capacidade em se rejeitar acelerações aplicadas a 90° com relação ao eixo investigado, é de 5 %.

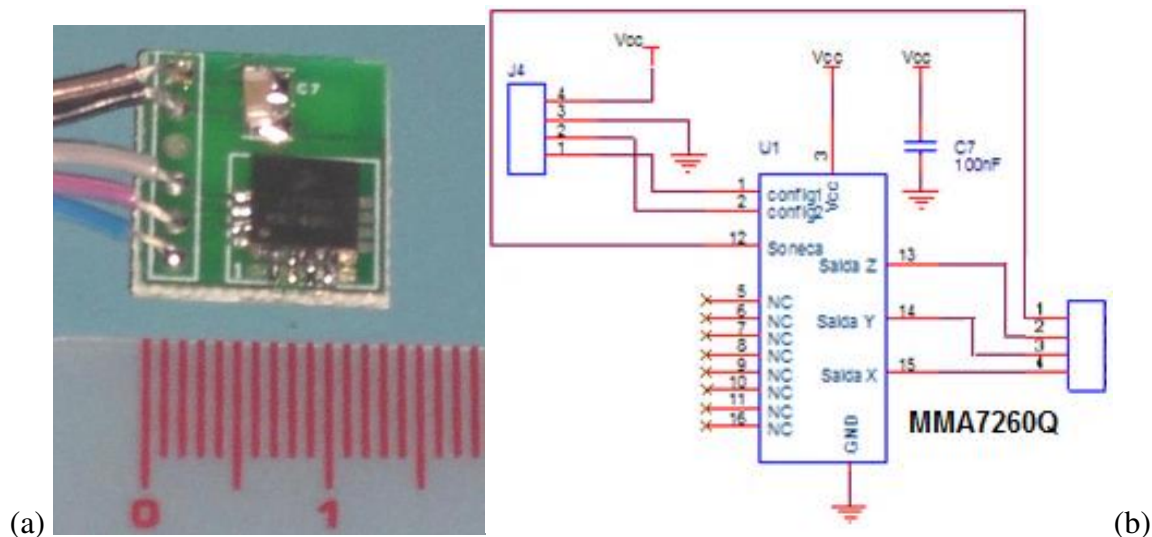


Figura 3.2 – Sensor de MMG triaxial (a) e esquemático do circuito (b).

Como os sinais de vibração são de baixa amplitude, oscilando em torno de $1,65\text{ V}$ ($V_{cc}/2$), o próximo estágio do *hardware* é uma placa de amplificação e filtragem localizada, durante as coletas de dados, a aproximadamente $0,8\text{ m}$ do sensor. Os cabos utilizados para interconectar os módulos são blindados, o que reduz a interferência eletromagnética. A Figura 3.3 mostra o diagrama esquemático do circuito de amplificação desenvolvido (ganho de $10\times$), que recebe alimentação de $\pm 10\text{ V}$ para os amplificadores operacionais. São três filtros passa-faixas ativos de segunda ordem com frequências de corte $f_{c1} = 7\text{ Hz}$ (U1, U2 e U3) e $f_{c2} = 106\text{ Hz}$ (U4, U5 e U6). A filtragem de f_{c1} minimiza a componente DC (relacionada à aceleração estática) do sinal do acelerômetro que não foi considerada. A frequência de corte superior f_{c2} decorre do fato de que, no sinal de MMG de interesse, não foram encontradas componentes significativas do espectro de frequências acima de 100 Hz (ORIZIO, 1993). O corte nessa frequência também minimiza a interferência causada pelas frequências harmônicas de 60 Hz .

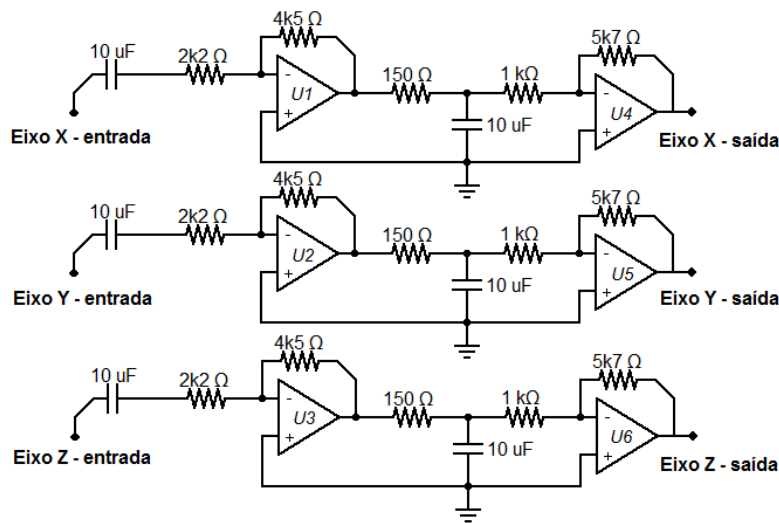


Figura 3.3 – Esquemático da placa de amplificação de sinais de MMG triaxial.

O mecanomiógrafo desenvolvido possui uma fonte de alimentação de ± 10 V para as placas amplificadoras e 3,3 V regulados para os circuitos dos sensores de MMG. As entradas desse módulo são os sinais de MMG provenientes das placas amplificadoras de cada sensor e as saídas transportam esses sinais até as portas de entradas analógicas da placa de aquisição de dados da National Instruments USB6221.

Como o acelerômetro utilizado no sensor monitorava três eixos, a resposta de cada eixo de oscilação da massa sísmica foi conferida com o emprego de uma mesa vibratória *MTS 647 Hydraulic Wedge Grip* da UTFPR. Os sensores foram posicionados sobre a mesa (eixo Z) e na lateral da base na posição vertical (eixo Y) e horizontal (eixo X). A Figura 3.4 mostra a base pneumática que é móvel e oscila para cima e para baixo na frequência e amplitude configuradas no *software* de controle. A base foi ajustada para se mover de 5 a 30 Hz com amplitude de movimento de 0,5 mm. A mesa não estava calibrada para frequências superiores, por isso não foram testadas frequências acima de 30 Hz.

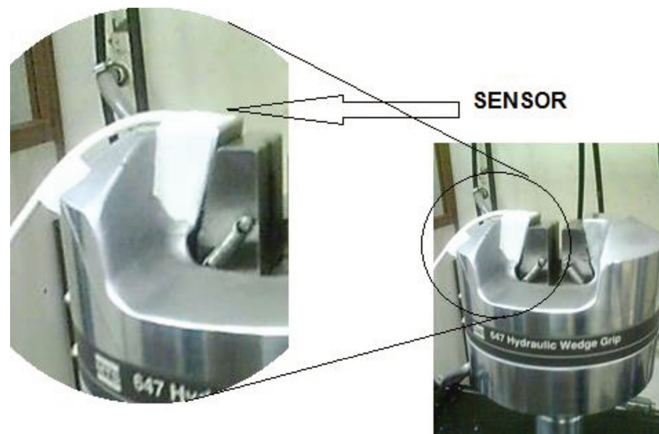


Figura 3.4 – Mesa vibratória *MTS 647 Hydraulic Wedge Grip* e sensor. O sensor de MMG é fixado à mesa vibratória com o auxílio de fitas adesivas.

Um sensor de medição de ângulos articulares, eletrogoniômetro, foi desenvolvido fixando-se as extremidades de duas agulhas de tricô a um potenciômetro linear de 10 k Ω , alimentado com 10 V, conforme ilustrado na Figura 3.5. Quadrados de espuma foram atravessados pela agulha de forma a proporcionar maior conforto ao paciente quando o eletrogoniômetro era posicionado junto a sua perna. O objetivo era obter um dispositivo leve para não afetar o movimento eliciado por EENM e também confortável para o voluntário. A Figura 3.5 também mostra a curva de resposta média e desvio padrão do eletrogoniômetro.

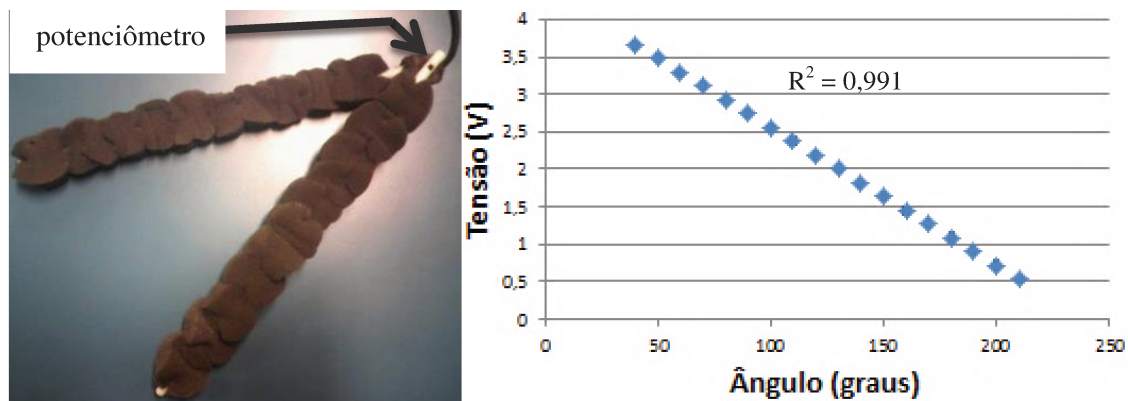


Figura 3.5 – Eletrogoniômetro para medição de ângulo de joelho. (esq.) Eletrogoniômetro utilizado; (dir.) Curva de resposta média do eletrogoniômetro.

A calibração do eletrogoniômetro foi realizada ajustando-se ângulos conhecidos em um goniômetro manual sobreposto ao eletrogoniômetro construído de modo que fosse possível realizar a relação entre a tensão elétrica e o ângulo. Como os arquivos gerados requerem que a grandeza seja armazenada em graus ($^{\circ}$), uma equação de ajuste foi determinada para converter os valores de tensão elétrica em valor de ângulo (Equação 3.1).

$$\hat{Angulo} = 239,29 - 54,38 \times Tens\tilde{a}o_{volts} \quad [^{\circ}] \quad (3.1)$$

em que \hat{Angulo} é o ângulo corrente em graus, $Tens\tilde{a}o_{volts}$ é a tensão elétrica em volts medida no potenciômetro e os valores numéricos são constantes de ajuste.

3.2 PLACA DE AQUISIÇÃO/GERAÇÃO DE SINAIS

Para a aquisição e a geração de sinais havia duas possibilidades: desenvolver *hardware* próprio com comunicação serial/USB e protocolo de comunicação ou utilizar uma placa de aquisição comercial. Optou-se pela segunda alternativa pela disponibilidade de tal placa e pela confiabilidade no sincronismo e leitura das amostras de mais de um canal. A placa de aquisição e geração de sinais utilizada foi a USB-6221 comercializada pela National InstrumentsTM. Suas principais características gerais são a resolução de conversão de 16 bits, faixa de tensão de operação tanto para entrada quanto saída analógica de ± 10 V; entradas analógicas: 16 canais, máxima taxa de amostragem de 250 kS/s; saídas analógicas: 2 canais, máxima taxa de amostragem de 833 kS/s, *drive* de corrente de 5 mA; portas digitais: 24 canais TTL, com taxa máxima de relógio de 1 MHz e *drive* de corrente de 24 mA.

3.3 SISTEMA DE MONITORAÇÃO MULTIPARAMÉTRICO

Uma vez que o sensor de MMG fornece a resposta de três sinais vibratórios ortogonais, foi preciso elaborar um *software* apropriado para a visualização e extração de parâmetros. Como um dos objetivos é desenvolver um sistema de aquisição multiparamétrico integrado a um EE neuromuscular controlado, foi modelado o sistema de instrumentação virtual esquematizado na Figura 3.6.

O modelo aborda dois fluxos de informações: aquisição de sinais e controle do EE. O fluxo de aquisição de sinais (esquerda na Figura 3.6) envolve a leitura de dados do ensaio e do voluntário, controle da aquisição, visualização e armazenamento dos sinais, e extração de parâmetros de interesse a partir destes sinais. O fluxo de dados de controle do EE (direita na Figura 3.6) é responsável pela leitura dos parâmetros do controlador, e do ângulo objetivo para controle, determinação do erro angular (faz leitura do ângulo atual e do parâmetro de MMG selecionado) e ajuste do valor de saída do EE. Cada fluxo executa uma *thread* (encadeamento de execução) distinta, simultaneamente, conforme esquematizado no diagrama de blocos do *software* na Figura 3.7. Como são rotinas independentes, cada uma delas pode ser encerrada separadamente. A ativação do controle “Sair” encerra definitivamente o programa. Além disso, a rotina que determina o erro angular para compensação do controlador atualiza o valor do *slider* (controle “Tensão (V)” na Figura 4.5) conferindo interatividade e *feedback* visual do ajuste automático feito pelo controlador.

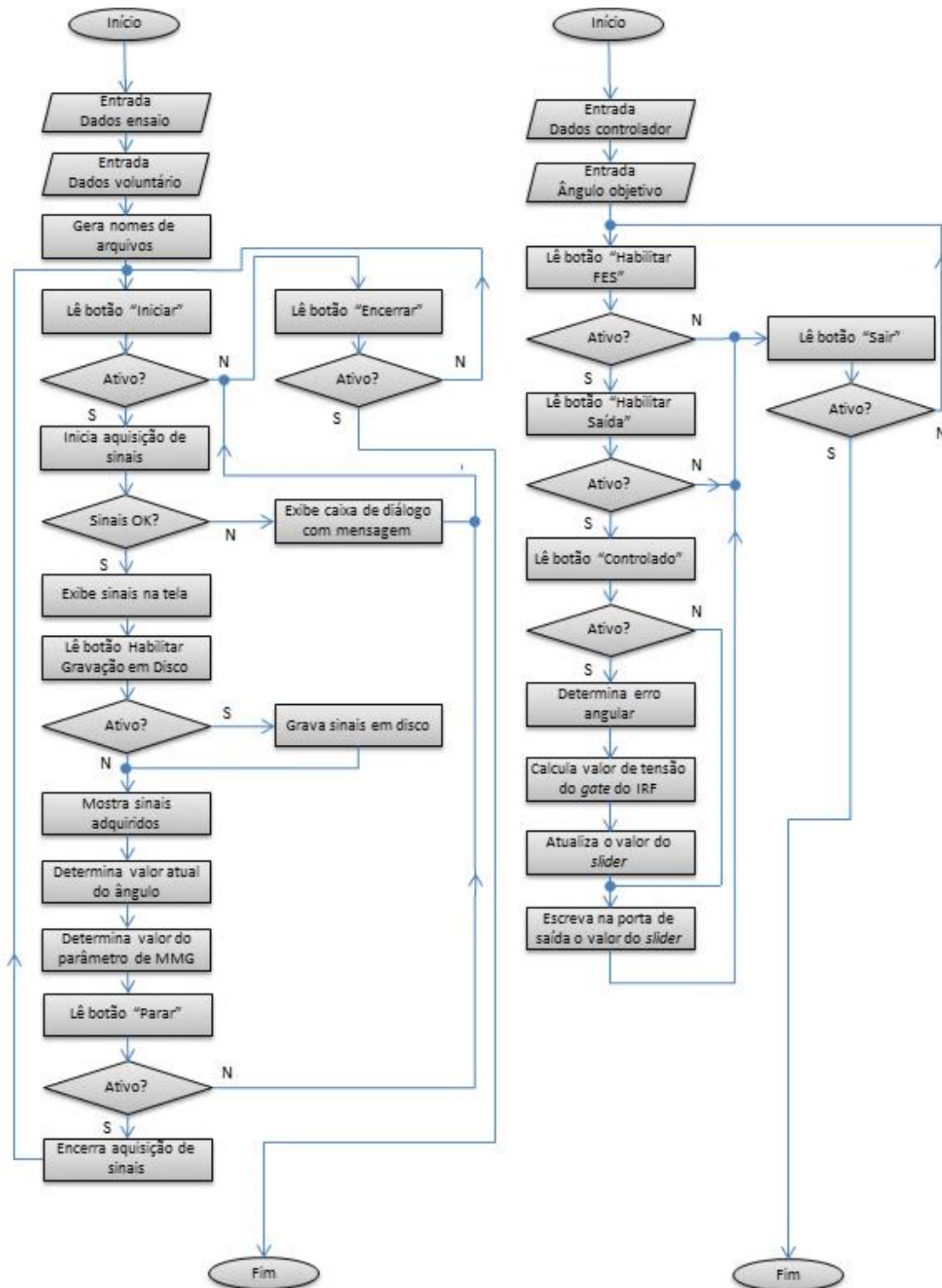


Figura 3.6 – Fluxogramas das rotinas para aquisição, visualização e controle do sistema desenvolvido. Os dois fluxogramas são representados separadamente e cada um corresponde à função de uma thread que executa simultaneamente à outra.

A programação com *threads* é uma forma de codificação na qual o programa é dividido em rotinas que podem ser executadas simultaneamente. A *Thread A* é responsável pelas tarefas de aquisição e armazenamento de todos os sinais, determinação do ângulo atual e parâmetros de MMG, ajustes na amplitude (ou na largura) dos sinais estimulatórios para compensar desvios do ângulo desejado.

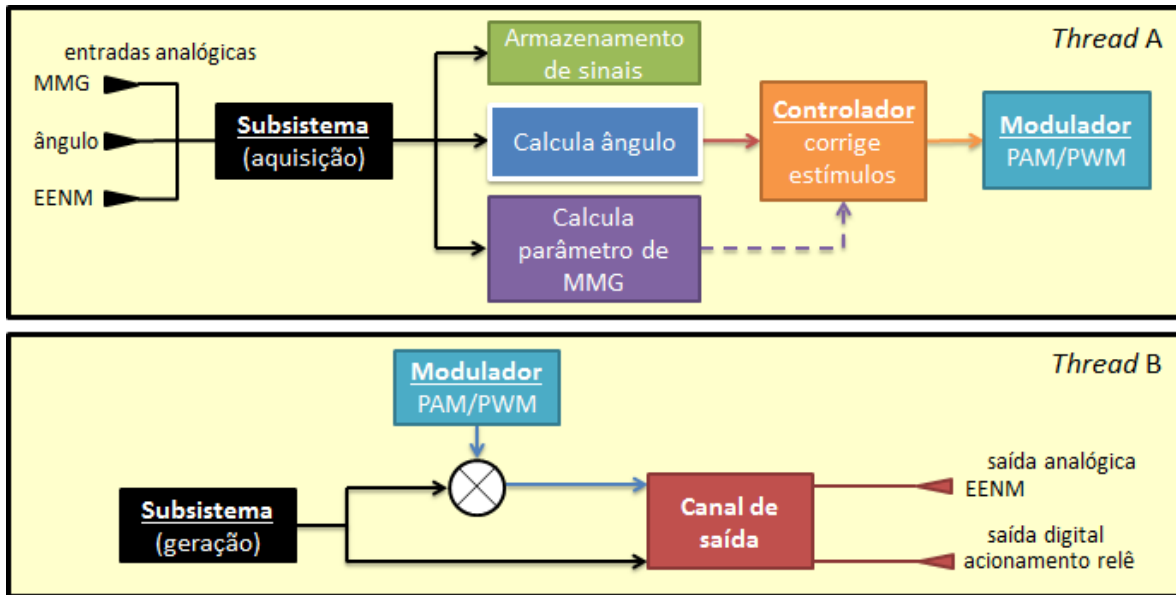


Figura 3.7 – Esquema lógico do funcionamento do programa.

Thread A e *B* - rotinas que executam simultaneamente; Subsistema - *software* que faz a interface com a placa utilizada; MMG - mecanomiografia; EENM - nesta figura, representa os pulsos de estimulação elétrica neuromuscular; Controlador - módulo que determina os ajustes no sinal estimulatório; Modulador - objeto que possui o novo valor de amplitude segundo determinado por Controlador.

O sistema desenvolvido foi construído com a possibilidade de incorporação de parâmetros de MMG na estratégia de controle. Entretanto, nesta tese, utilizou-se somente o valor do ângulo adquirido para determinar a compensação, configurando um sistema de controle de entrada única e saída também única. Por esse motivo, na Figura 3.7, a seta tracejada indica que esse parâmetro será utilizado futuramente, apesar da possibilidade já existir.

3.4 BANCO EXTENSOR PARA ENSAIO COM VOLUNTÁRIOS

Um banco extensor de ginástica (Figura 3.8) foi adaptado para que possuísse um encosto móvel reclinável (90° a 150°) no qual foi fixada uma célula de carga para medir a força muscular. Quando não foi possível transferir o voluntário para o banco, realizou-se a coleta de dados com o voluntário sentado na própria cadeira de rodas.



Figura 3.8 – Banco extensor com encosto reclinável.

3.5 ETAPA DE SAÍDA DO ESTIMULADOR ELÉTRICO NEUROMUSCULAR

O *hardware* do EE neuromuscular multicanal utilizado em trabalhos anteriores (ZAGHENI, 1998) não é obsoleto, mas a sua integração com o *software* proposto nesta tese não era trivial. Devido a pouca praticidade de seu emprego, outro EE neuromuscular foi especialmente desenvolvido, recebendo como entrada os sinais de baixa amplitude (*tensão modulante*) gerados digitalmente pelo *software* de instrumentação virtual e externados analogicamente via conversor digital-analógico da placa de aquisição/geração (Figura 3.9). A linha contendo o sinal de modulação de amplitude é isolada por um isolador óptico (IC1), cuja saída está conectada ao *gate* do transistor MOSFET de potência IRF530 (Q1). Uma tensão DC de polarização (*bias*) foi ajustada em 3 V, para manter o transistor (Q1) um pou-

co abaixo do limiar de condução. Essa tensão é somada à tensão de modulação de amplitude.

A amplificação do sinal de baixa para alta amplitude ocorre por meio de um transformador (TR1). O enrolamento do primário do transformador (n_1) possui 40 espiras, ao passo que o enrolamento do secundário (n_2) possui 800 espiras, conferindo uma relação de espiras $n_2/n_1 = 20$. Em um transformador ideal ocorre a igualdade descrita pela Equação 3.2:

$$n_2/n_1 = v_2/v_1 \quad (3.2)$$

sendo o segundo membro da equação a razão entre as tensões nos terminais do secundário (v_2) e do primário (v_1).

O enrolamento do primário consiste de um indutor e a queda de tensão nos terminais do indutor segue a Equação 3.3:

$$v_L(t) = L \frac{\partial i_L(t)}{\partial t} \quad (3.3)$$

Como a variação de amplitude do sinal de modulação é de curta duração, a rápida variação da tensão no *gate* do transistor Q1 faz surgir uma corrente $i_L(t)$ que varia em função do tempo. Consequentemente, $i_L(t)$ variável faz surgir uma tensão $v_L(t)$ entre os terminais do primário. Um dos terminais do enrolamento primário está conectado à $V_{CC} = 12 \text{ V}$. O outro terminal está ligado ao dreno do transistor de potência. Quando o transistor (Q1) conduz, com relação ao terra (GND2), o MOSFET tem uma resistência de condução $R_{DS(on)} = 0,16 \Omega$. Dependendo da tensão de *gate*, mais ou menos corrente I_{DS} flui do dreno para a fonte, que é a corrente que flui pelos terminais do enrolamento primário i_L . A amplitude da tensão modulante aplicada no *gate* do transistor Q1 foi ajustada entre 0 V e 2 V, de modo a possibilitar o surgimento de tensões desde 0 até $(12 - V_{DS}) \text{ V}$ no enrolamento primário, sendo V_{DS} a tensão dreno-fonte do transistor Q1. Como o transformador TR1 fornece uma amplificação com fator igual a 20, no secundário surge uma tensão de até 240 V.

Considerando-se uma carga padrão (L1) de 1 k Ω , a máxima corrente aplicada atinge 240 mA. G1 e G2 são duas baterias de 9 V que servem para alimentar a etapa de entrada do isolador óptico (IC1) com fontes diferentes da etapa de saída, fornecendo, assim, isolamento galvânico e proteção para a placa de aquisição. A mesma proteção é fornecida pelo optoacoplador (OK1) na linha de habilitação do relê (K2).

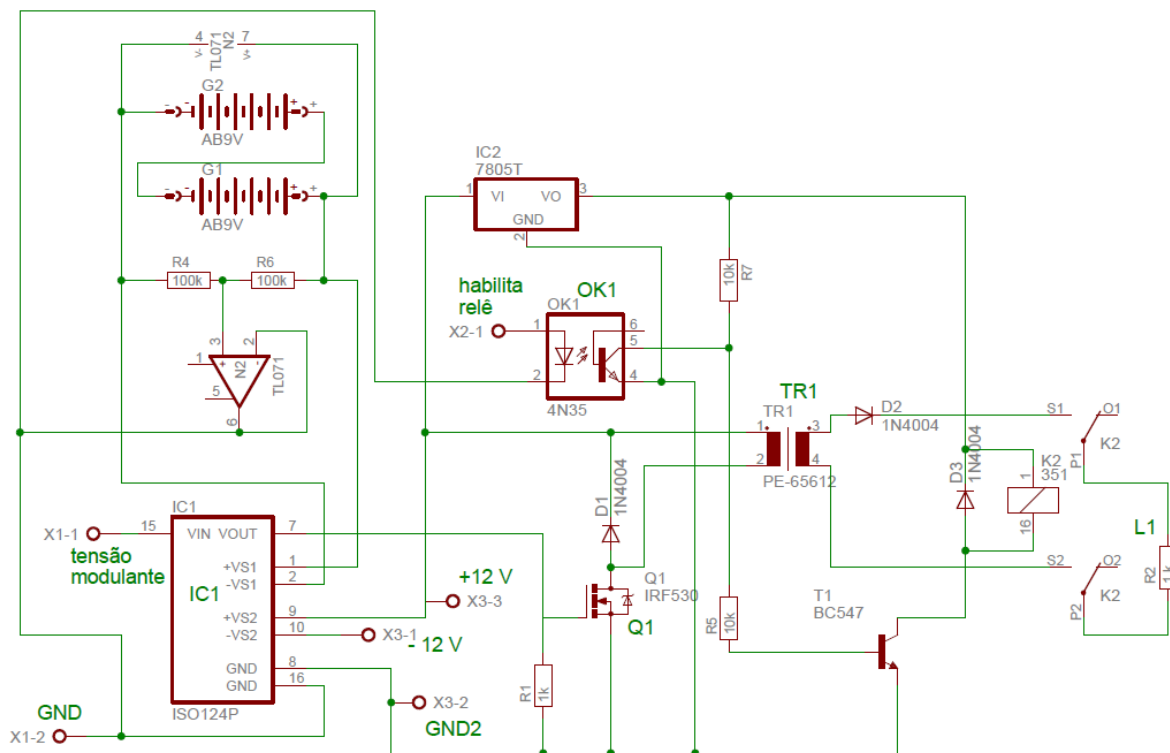


Figura 3.9 – Esquemático da etapa de potência de um canal do EE neuromuscular.

3.6 MODELO BIOMECÂNICO

O controlador imaginado para este trabalho, e utilizado nos ensaios 3 e 4, requer a utilização de um modelo que, aproximadamente, caracterize o sistema neuromuscular do voluntário. O modelo de músculo utilizado em conjunto com o EE é um filtro passa-baixas com atraso (O'DWYER, 2006). A Equação 3.4 apresenta a equação diferencial do modelo escolhido.

$$T_p \frac{dAng(t)}{dt} + Ang(t) = K_p \cdot CO(t - t_d) \quad (3.4)$$

em que T_p é o tempo de resposta do processo, K_p é o ganho do processo, $Ang(t)$ é a saída do modelo em função do tempo (ângulo do joelho), $CO(t)$ é a entrada do modelo (saída do controlador) e t_d é o atraso que o sistema apresenta. Essa representação é conveniente, pois relaciona a entrada corretora proveniente do controlador e a saída como ângulo articular.

Para a identificação dos parâmetros K_p , T_p e t_d , os voluntários foram posicionados conforme indicado na Figura 3.17 com a mesma localização de eletrodos de EENM e eletrogoniômetro. Degraus unitários de EENM foram aplicados a cada voluntário antes das sessões de EENM com controle em malha fechada. Não se optou pelo método convencional de Ziegler-Nichols de ajuste do controlador porque incrementos graduais cautelosos de K_p com os ganhos integral e derivativo zerados possibilitariam ao músculo do indivíduo sofrer acomodação e isso atrapalharia o levantamento dos parâmetros. Portanto, os parâmetros foram derivados da resposta do ângulo articular produzido pela extensão como resposta ao degrau de EENM (Figura 3.10).

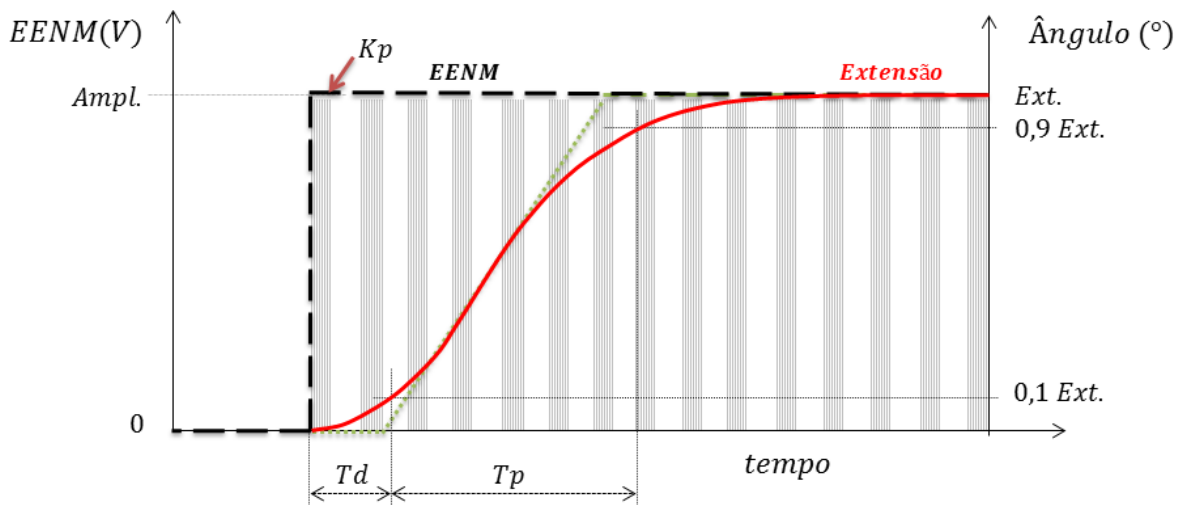


Figura 3.10 – Determinação de K_p , T_p e t_d . Gráfico apresenta sobreposição de degrau de EENM (trens de pulso esmaecidos) e da extensão (linha sólida). A linha tracejada representa a envoltória do degrau.

Uma rotina computacional determinou os instantes de tempo correspondentes aos valores de 10% e 90% da extensão final do joelho a partir do ponto de inflexão da resposta angular.

Como o modelo deve ser incluído em um programa de computador, a variável complexa de Laplace s não é a mais adequada. Portanto, após a aplicação de Transformação Bilinear (OPPENHEIM; SCHAFER; BUCK, 1989), obtém-se a função de transferência do modelo linear na variável complexa z , expressa na Equação 3.5.

$$\frac{Ang(z)}{CO(z)} = \frac{Kp.T.(z^{-Td} + z^{-(1+Td)})}{2Tp + T + (T - 2Tp)z^{-1}} \quad (3.5)$$

em que as variáveis já conhecidas estão expressas em função da variável z e T é o tempo de realimentação do sistema em malha fechada, isto é, o tempo do amostrador. Adotou-se um atraso de realimentação $T = 109,3 \text{ ms}$, isto é, 1,093 adotado na transformação (SMITH, 1997) vezes 100 ms do atraso da realimentação do programa de aquisição.

A Figura 3.11 indica o diagrama de blocos do sistema de controle em malha fechada desenvolvido.

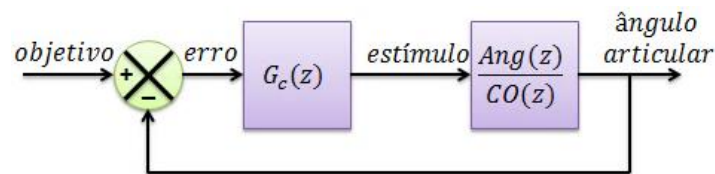


Figura 3.11 – Sistema de controle em malha fechada desenvolvido.

Um ângulo desejado é o objetivo. O sistema de controle determina a diferença (ou erro) entre o ângulo real e o ângulo desejado. O erro é a entrada para o controlador, que apresenta uma saída que é o estímulo a ser aplicado ao processo (sistema neuromuscular) para compensar o erro e corrigir o ângulo.

3.7 CONTROLADOR UTILIZADO

O controlador desenvolvido foi baseado em um modelo proporcional e integral (PI). O mecanismo foi baseado no trabalho de O'Dwyer (2006) para o ajuste de um controlador PI ideal e modelo de sistema de primeira ordem passa-baixas com atraso. A Equação 3.6

representa o controlador G_c , expresso em função da variável complexa s do domínio da frequência:

$$G_c(s) = K_c \left(1 + \frac{1}{T_i s} \right) \quad (3.6)$$

em que K_c é o ganho proporcional, T_i é a constante de tempo de integração e s é a variável complexa de Laplace para o tempo contínuo. Como pode ser observado na Figura 3.11, a entrada para o controlador é o erro entre o objetivo e o ângulo articular corrente. Computacionalmente, $G_c(z)$ pode ser representado por um algoritmo que calcula a soma da multiplicação do ganho proporcional pelo erro corrente e a multiplicação dos ganhos proporcional e integral pela integral do erro no tempo (Equação 2.1).

Uma simulação foi feita para analisar como o controlador se comporta mediante variações no erro angular. Para tornar o teste mais próximo da realidade, utilizaram-se os parâmetros determinados, em malha aberta, para o voluntário V5 da Tabela A.1. O objetivo foi simular uma extensão de 10° a partir do repouso para observar como se comportava a excursão temporal do sinal do erro. Observou-se se o ajuste fez o sistema estável e se a integração do erro ocorria nos dois sentidos, reduzindo a amplitude de saída quando o ângulo real ultrapassou o objetivo e incrementando a amplitude quando o ângulo real esteve abaixo do objetivo.

3.8 INTEGRAÇÃO DOS SISTEMAS DE AQUISIÇÃO E GERAÇÃO DE SINAIS

O projeto de *hardware* envolve a integração do sistema de aquisição com o de geração de sinais empregando a placa de aquisição comercial. A Figura 3.12 apresenta as conexões dos sinais de/para os módulos desenvolvidos e a placa de aquisição utilizada. Nas portas de saída, dois canais digitais são utilizados para a ativação de relês que servem para (des)conectar o voluntário do restante do sistema e dois canais analógicos fornecem os sinais estimulatórios em baixa amplitude. Nas portas de entrada, até nove canais para MMG

podem ser adquiridos, um canal para ângulo e dois canais para aquisição dos sinais estimulatórios. Quatro canais de entrada analógica ainda restam e podem ser utilizados, posteriormente, para a monitorização de outros sinais de interesse.

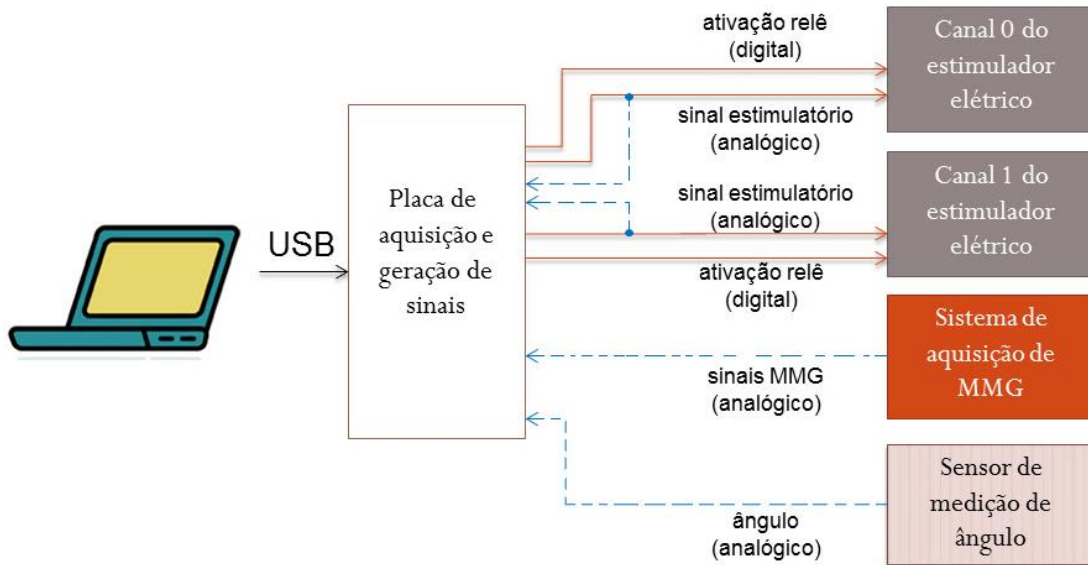


Figura 3.12 – Conexões dos módulos desenvolvidos com a placa de aquisição. Vermelho – saídas (linha sólida); Azul – entradas (linha tracejada).

O computador utilizado é um *laptop*. Suas configurações são: processador Intel Core 2 Duo P8600 2,4 GHz, 4 GB de memória instalada e 300 GB de tamanho de disco rígido, sistema operacional Windows 7 de 64 bits.

3.9 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Em seguida, os protocolos de ensaios experimentais são relatados. Nos ensaios, épocas com 1 s de duração foram determinadas ao longo do exercício. Para cada época, de cada ensaio, parâmetros dos sinais de MMG foram calculados.

Para o sinal de EMG, o parâmetro RMS foi escolhido por estar relacionado com a taxa de disparo e o recrutamento das unidades motoras ativas durante a contração, e também com a força desenvolvida (FARINA; MERLETTI; ENOKA, 2004). Além disso, a integral do sinal de EMG (não calculada neste ensaio), assim como o RMS, gera um sinal

de potência, e já foi utilizada como índice de fadiga muscular (MORITANI; MURO; NAGATA, 1986). A análise espectral de EMG também é utilizada para monitorar a fadiga muscular, conforme informado por Arendt-Nielsen, Mills e Forster (2004), em que o parâmetro espectral MPF foi investigado e, dependendo da intensidade da força desenvolvida, apresentou incremento ou decremento em seu valor. Bernardi *et al.* (1999) utilizaram a frequência mediana (que está relacionada à MPF), e argumentaram que variações nesse parâmetro refletem o recrutamento de unidades motoras de fibras maiores e mais rápidas. Os resultados de Bigland-Ritchie, Donovan e Roussos (1981) também apontaram que a velocidade de condução média das fibras musculares está relacionada ao espectro do sinal de EMG. Outro estudo encontrou relação entre ZC e MPF (INBAR *et al.*, 1986). A frequência de pico, que é a frequência espectral com maior amplitude, também foi um parâmetro investigado.

Para o sinal de MMG, RMS e MPF foram escolhidos por estarem diretamente relacionados aos parâmetros de RMS e MPF de EMG em contrações fatigantes (TARATA, 2003). Além disso, a queda na MPF de MMG foi relacionada à redução na taxa de ativação de unidades motoras musculares (BICHLER, 2000). Portanto, tais parâmetros podem ser utilizados quando a monitorização de EMG tornar-se inviável. O ZC foi empregado nas pesquisas iniciais por ser relacionado à frequência fundamental de oscilação do músculo. A frequência de pico também foi um parâmetro investigado.

A Figura 3.13 apresenta os quatro procedimentos experimentais realizados com suas principais características. O Ensaio 4 possui características comuns aos Ensaio 1, 2 e 3.

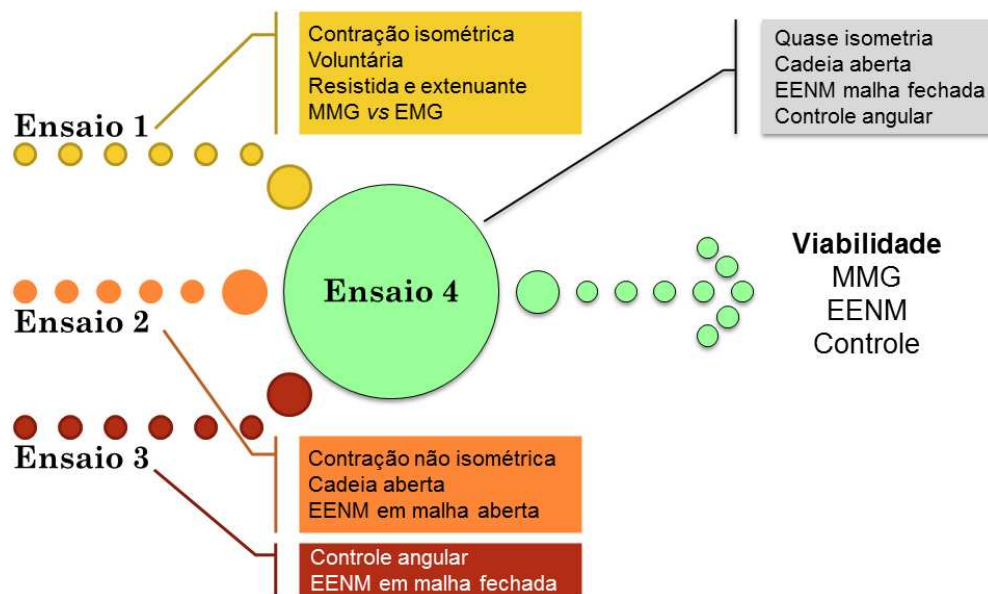


Figura 3.13 – Apresentação dos ensaios realizados e suas características.

3.9.1 Ensaio 1: Análise do sinal de MMG em contrações isométricas

O objetivo geral desta tese é o estudo da viabilidade da MMG em estratégias de controle motor artificial. Durante a estabilidade angular, a contração aproxima-se da condição de isometria. Portanto, a ideia deste ensaio é analisar a resposta do sinal de MMG durante contrações voluntárias isométricas de membro superior e vem a cumprir o objetivo específico (a) desta tese. Neste ensaio, a contração ocorre sem a movimentação do membro, ou seja, com ângulo constante. A força produzida pode variar, e o protocolo deve permitir a instalação de fadiga muscular. Deseja-se identificar variações estatisticamente significativas entre instantes de interesse no início, meio e fim da contração.

Sinais multiparamétricos foram armazenados em arquivos contendo sinais e dados dos voluntários. O sinal de EMG foi monitorizado por ter sido considerado uma técnica mais utilizada para a análise cinesiológica de distúrbios de movimento, pois quantifica atividades elétricas relacionadas ao músculo (PULLMAN *et al.*, 2000). O ensaio experimental

descrito foi realizado em 2008 e o instrumento avaliado possuía o esquema de conexão proposto nesta tese, porém com o programa em computador *desktop*.

O ensaio foi autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Tuiuti do Paraná (no. 0019/08) e as coletas foram realizadas na Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), em Curitiba. A população alvo é composta por universitários de Educação Física e a amostra envolveu cinco voluntários do sexo masculino ($22,6 \pm 3,6$ anos; $76,5 \pm 9,8$ kg; $1,80 \pm 0,10$ m).

Os critérios de inclusão adotados foram: voluntário considerado apto, sexo masculino, idade entre 18 e 30 anos, pessoa fisicamente ativa. Como critérios de exclusão, utilizou-se: sensação de desconforto e/ou dor nas articulações do membro superior durante a execução da flexão do cotovelo requerida no protocolo.

A instrumentação utilizada constituiu-se de: um eletromiógrafo comercial (EMG Systems do Brasil; filtro passa-faixas entre 20 e 500 Hz, CMRR > 120 dB e ganho de 1000x; eletrodos de superfície em configuração bipolar Ag/AgCl e diâmetro de 2,2 cm), o sistema de monitoração multiparamétrica composto pelo mecanomiógrafo, sensores de MMG propostos e placa de aquisição de sinais comercial (Data Translation DT300 Series); e uma célula de carga (Alfa Instrumentos SV70). Os dispositivos foram conectados à placa de aquisição via terminal de conectores. A placa foi instalada em um computador *desktop*, onde também foi executado o *software*. Os sinais adquiridos foram: MMG, EMG e força.

O voluntário ficou posicionado sentado no banco extensor com 90° de extensão do cotovelo e 30° de extensão de ombro. Após o posicionamento, os locais de colocação dos sensores de MMG e eletrodos de EMG passaram por tricotomia e antissepsia. A Figura 3.14 mostra o posicionamento na cadeira e a localização dos eletrodos. Os ângulos foram determinados utilizando-se um compasso gigante.

O sensor de MMG, englobando a placa de circuito impresso, foi fixado com uma fita Adelbras dupla face sobre o ventre do músculo bíceps braquial. Os eletrodos autoadesivos de EMG de superfície, utilizados em configuração bipolar, foram fixados na pele na região sobre a cabeça longa do músculo bíceps braquial. A célula de carga teve uma das extremidades presa ao banco extensor por meio de uma corrente de aço e a outra extremidade presa a uma manopla também com uma corrente de aço.

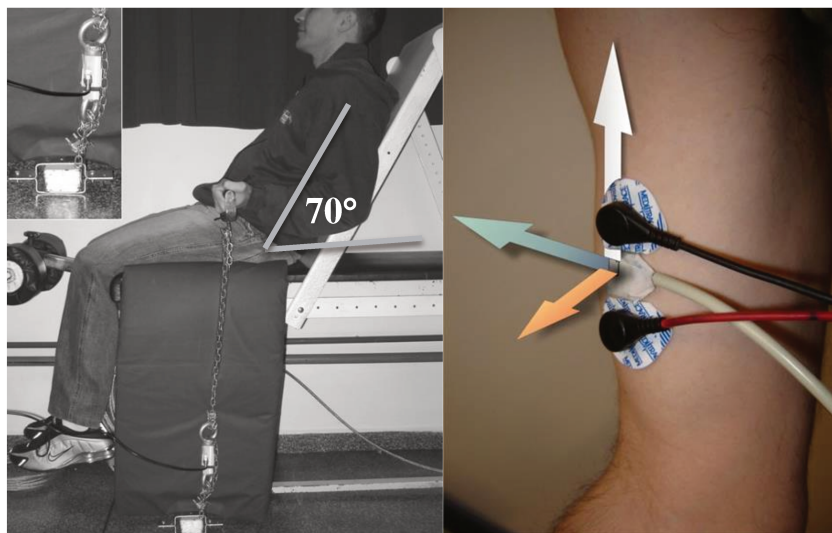


Figura 3.14 – Posicionamento do voluntário, sensor de MMG e eletrodos de EMG (ensaio 1).
 (Esq.) Voluntário segura a manopla presa à célula de carga que está em destaque no canto superior esquerdo.
 (Dir.) Sensor de MMG triaxial (acima) e eletrodos de EMG (abaixo) sobre o ventre do bíceps braquial.

Os voluntários executaram um aquecimento antes do ensaio, executando lentamente trinta repetições de movimentos dinâmicos com uma carga de 0,5 kg.

O ensaio consistiu de: (i) realização de máxima contração voluntária (MCV) durante 5 s; (ii) contração sustentada em 70% da MCV em um protocolo submáximo de fadiga pelo tempo que o voluntário conseguisse, encerrando quando a força igualasse 50% da MCV. Durante todo o tempo de exercício, os voluntários tiveram realimentação visual do nível de força desejado no exercício e executado por eles. *Feedback* sonoro por meio de incentivo vocal foi utilizado para a determinação da MCV.

O processamento dos dados investigou cinco épocas de 1 s de duração, conforme indicado na Figura 3.15: (i) 100% da MCV, (ii) Início de 70% da MCV, (iii) Final de 70% da MCV, (iv) segundo seguinte à época de Final de 70% da MCV e (v) 50% da MCV. O instante de tempo em que o sinal de força não mais ultrapassou o valor igual a 70% da MCV menos três vezes o desvio padrão (σ) foi considerado o ponto de separação das épocas “Final de 70% da MCV” e “Após 70% de MCV”. Parâmetros temporais (ZC, RMS) e espectrais (frequência de pico) de MMG e EMG foram calculados e normalizados com relação aos obtidos durante o instante de 100% da MCV. Do mesmo modo, os valores de RMS do sinal de força foram normalizados pelo valor do instante de 100% da MCV.

A análise do sinal empregou, inicialmente, teste de Friedman (não paramétrico) para apontar diferenças entre as épocas. Em seguida, o teste de Wilcoxon (não paramétrico) foi aplicado para comparar as medianas dos valores das quatro épocas de interesse (100% da MCV ficou fora da análise). O *software* estatístico R foi utilizado com um nível de significância de $p < 0,05$.

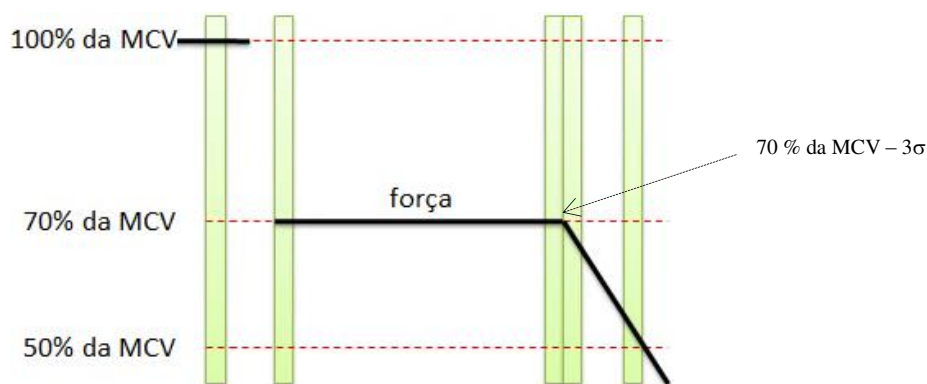


Figura 3.15 – Épocas de interesse do ensaio 1. (Verde) Épocas de interesse. (Preto) Força. Deve ser controlada em torno de 70% da MCV ao longo da contração voluntária isométrica. O exercício encerrou quando a força produzida foi inferior a 50% da MCV.

3.9.2 Ensaio 2: Análise do sinal de MMG em contrações dinâmicas evocadas por EENM

O objetivo geral desta tese envolve o controle angular mediante a aplicação de EENM. Na tentativa de obtenção do controle, o ângulo de extensão pode oscilar. Portanto, investiga-se, neste experimento, a resposta da MMG e do ângulo concomitantemente à aplicação de EENM em pessoas hígdas e em pessoas com lesão medular, em cadeia aberta, o que vem a cumprir o segundo objetivo específico desta tese. Existem duas diferenças principais entre as contrações deste ensaio e do anterior: agora, ocorrem em cadeia aberta e são evocadas por EENM. Espera-se que efeitos supressores de desempenho muscular prejudiquem a manutenção da extensão. Deseja-se descobrir parâmetros de MMG que apresentem alteração relacionada com a eventual variação angular do joelho. O ensaio experimental descrito foi realizado em 2009 e o instrumento avaliado possuía o esquema de conexão proposto nesta tese, porém com o programa em computador *desktop*.

O ensaio foi autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (no. 2416/08) e as coletas foram realizadas na Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), em Curitiba. A amostra foi composta por cinco indivíduos hígidos do sexo masculino ($26,10 \pm 5,74$ anos) e três pessoas com lesão medular ($34,39 \pm 9,84$ anos), também do sexo masculino.

Os critérios de inclusão de hígidos adotados foram: voluntário do sexo masculino, idade superior a 18 anos. Como critérios de exclusão, utilizou-se: possuir patologia neurológica e/ou ortopédica em MMII e uso de fármacos que alteram a condição neuromuscular.

Os critérios de inclusão aplicados a lesados medulares foram: voluntário do sexo masculino, idade superior a 18 anos, com lesão causada por trauma e com plegia ou paresia de MMII. Adotaram-se como critérios de exclusão: incapacidade de controle postural do quadril, presença de neoplasias ou implantes metálicos nos membros a serem estimulados, intolerância à sensação causada pela EENM, desconexão da junção neuromuscular, e alteração cognitiva.

A instrumentação utilizada constituiu-se de: um sistema de monitoração multiparamétrico composto pelo mecanomiógrafo, sensor de MMG, eletrogoniômetro e placa de aquisição de sinais comercial (Data Translation DT300 Series); e um EE neuromuscular (ZAGHENI, 1998). Os dispositivos foram conectados à placa de aquisição via terminal de conectores. A placa foi instalada em um computador *desktop*, onde também foi executado o programa. Os sinais adquiridos foram: MMG e ângulo.

O voluntário ficou posicionado sentado no banco extensor com, aproximadamente, 70° de flexão do quadril e a perna em repouso (90° a partir da extensão máxima, considerada 0°). Após o posicionamento, os locais de colocação dos sensores de MMG e eletrodos passaram por tricotomia e antissepsia.

O sensor de MMG, englobando a placa de circuito impresso, foi colado com fita Adelbras dupla face sobre o ventre do músculo reto femoral da perna direita. Os eletrodos autoadesivos para EENM foram fixados na pele, sendo o ânodo na região do joelho ($5\text{ cm} \times 9\text{ cm}$) e o cátodo sobre a região do triângulo femoral ($5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$). Já o eletrogoniômetro foi colocado lateralmente ao joelho, preso por faixas elásticas.

O perfil estimulatório ajustado teve período ativo de pulso de 100 μ s e frequência de pulso de 1 kHz. O período ativo de *burst* foi de 3 ms, ao passo que a frequência de *burst* foi 50 Hz.

O protocolo de ensaio consistiu em: considerando-se a máxima extensão possível sendo 0°, aplicou-se EENM ao quadríceps femoral, corrigindo manualmente a intensidade de estímulo, de modo a se obter uma extensão de joelho até 40°. Tão logo se atingiu esse ângulo, desligou-se a EENM, anotou-se a amplitude dos estímulos e respeitou-se um intervalo de 5 min de repouso. Em seguida, a aplicação de EENM retornou com o envelope do perfil estimulatório ajustado com 5 s de tempo de subida até a amplitude determinada e um platô de sustentação de até 120 s.

O processamento de dados utilizou seis épocas, com duração de 1 s cada. A primeira época iniciou no instante em que o ângulo atingiu o ápice da extensão. A segunda época veio imediatamente após o término da primeira. A sexta e última época foi determinada quando se alcançou 120 s de tempo de aplicação de EENM, ou no instante em que o ângulo foi superior a 65° com relação à extensão máxima, o que ocorresse primeiro, conforme indicado na Figura 3.16. A quinta época terminou no instante imediatamente anterior à sexta. A terceira e a quarta época localizaram-se uma após a outra, entre a segunda e a quinta época, de modo equidistante. As épocas foram agrupadas duas a duas em grupos (Grupo 1, 2 e 3) de contração. Cada grupo é composto pelas épocas de todos os voluntários, separando-se a análise de dados de hígidos de dados de lesados medulares.

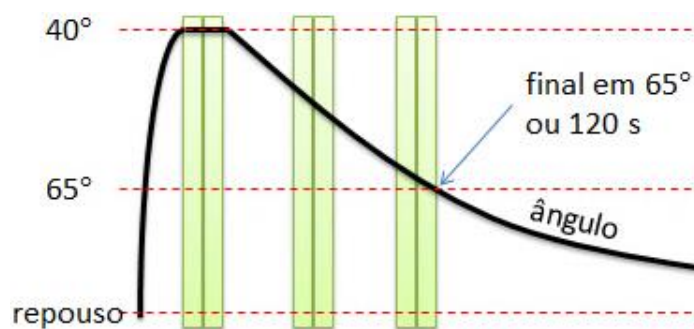


Figura 3.16 – Épocas de interesse do ensaio 2.

(Verde) Épocas de interesse. (Preto) Ângulo. Deve iniciar em 40° e finalizar quando a extensão de joelho causada por EENM durar 120 s ou tornar-se superior a 65°, o que ocorrer primeiro.

A análise do sinal envolveu, inicialmente, teste de Friedman (não paramétrico) para apontar diferenças entre os grupos. Caso exista alguma diferença, em seguida, o teste de Wilcoxon (não paramétrico) foi aplicado para comparar as medianas dos valores dos três grupos de interesse. O *software* estatístico R foi utilizado com um nível de significância $p < 0,05$. Os parâmetros investigados foram os valores RMS e de MPF do sinal de cada eixo do sensor de MMG. Para reduzir o efeito das extremidades do sinal nos cálculos espectrais, aplicou-se janela de Hanning. Para cada parâmetro investigado, os valores foram normalizados pela média dos valores das duas primeiras épocas.

3.9.3 Ensaio 3: Estudo piloto com controle de estabilidade angular

O ensaio 1 monitorizou parâmetros de sinais eletrofisiológicos em contração isométrica, isto é, estabilidade angular contínua, mas em contração voluntária, e com a força podendo variar. A investigação do sinal de MMG ocorreu ao longo de contrações fatigantes. O ensaio 2 monitorizou parâmetros mecanomiográficos ao longo de contrações dinâmicas. As extensões foram em cadeia aberta em que a fadiga muscular pode fazer com que o joelho reduza o ângulo de extensão, contudo, não foram aplicadas correções na amplitude da EENM.

Neste experimento, analisa-se a técnica utilizada no sistema integrado desenvolvido para controle em malha fechada do ângulo de joelho de forma a estabilizá-lo. O ângulo objetivo desejado para este estudo piloto foi de 15° de extensão a partir do repouso. Efeitos supressores de desempenho muscular podem ocorrer, mas devem ser relativamente compensados pelo sistema de controle. Este ensaio é necessário ao cumprimento dos objetivos específicos (c) e (d).

O ensaio foi autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (no. 2416/08). As coletas foram realizadas no Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) e na Associação dos Deficientes Físicos do Paraná (ADFP), ambos em Curitiba.

Um voluntário com lesão muscular do sexo masculino participou da pesquisa envolvendo EENM e controle em malha fechada. Trata-se do voluntário V2 indicado na Tabela 3.1, que informa a demografia dos voluntários participantes do ensaio 4. Após tomar conhecimento dos procedimentos a serem realizados, concordou em assinar um termo de consentimento livre e informado. O voluntário alegou não ter ingerido drogas ou medicamentos que pudessem alterar a sua condição muscular. Dos cinco voluntários, participantes dos ensaios experimentais 3 e 4, apenas um já havia experimentado EENM nos MMII, mas não estava com a musculatura treinada. Participou deste estudo piloto com controle de estabilidade angular um único voluntário com lesão medular.

Tabela 3.1 – Demografia dos voluntários dos ensaios 3 e 4.
d – direito, e – esquerdo

Voluntário	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)	Nível lesão	Comprimento fêmur d/e (cm)	Circunferência coxa d/e (cm)	Perna + pé d/e (kg)
V1	35	75	1,87	T4/5C	43/43	50/49	4,38/4,23
V2	43	79	1,81	C5/6I	48/47,5	49,5/48	4,03/3,89
V3	33	85	1,65	C4/6C	41/43	52,5/52	4,59/4,43
V4	24	71	1,75	T4/C	44/44	43,5/43,5	3,48/3,37
V5	24	81	1,74	T6/C	44/42	52/51,5	4,66/4,80

Perna+pé – estimativa a partir de dados de Clauser, McConville e Young (1969).

Os critérios de inclusão adotados na pesquisa foram: voluntário ser do sexo masculino, maior de 18 anos de idade, com lesão medular decorrente de trauma, com perda completa dos movimentos abaixo do nível da lesão. Os critérios de exclusão do voluntário aplicados foram: incapacidade de controle postural do quadril, presença de neoplasias ou implantes metálicos nos membros a serem estimulados, intolerância à sensação causada pela EENM, desconexão da junção neuromuscular, e alteração cognitiva.

A instrumentação utilizada envolveu o sistema integrado desenvolvido, que é desenvolvido por: *software* de aquisição multiparamétrico; EE neuromuscular; eletrogoniômetro, e uma placa de aquisição de sinais comercial (National Instruments DAQmx USB-6221). Os sinais adquiridos foram: MMG, ângulo e EENM.

O voluntário foi posicionado sentado na cadeira de rodas com, aproximadamente, 70° de flexão do quadril e a perna em repouso. A cadeira de rodas foi ajustada de modo a favorecer a livre movimentação da perna durante o exercício controlado por EENM. Após o posicionamento, os locais de colocação dos sensores de MMG e eletrodos passaram por tricotomia e antissepsia. A Figura 3.17 indica o posicionamento do voluntário com a indicação da localização dos eletrodos e sensores.

O sensor de MMG foi posicionado sobre o ventre do músculo reto femoral, responsável pela extensão do joelho. Os eletrodos autoadesivos para EENM foram fixados na pele, sendo o ânodo na região do joelho (5 cm x 9 cm) e o cátodo sobre a região do triângulo femoral (5 cm x 5 cm) (RABISCHONG, 1996). O eletrogoniômetro foi colocado lateralmente ao joelho, preso por faixas elásticas.

O perfil estimulatório ajustado teve período ativo de pulso de 100 μ s e frequência de pulso de 1 kHz. O período ativo de *burst* foi de 3 ms, ao passo que a frequência de *burst* foi 50 Hz.

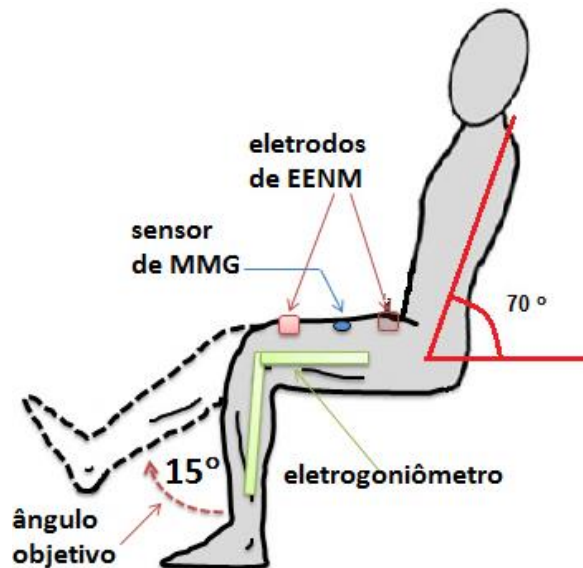


Figura 3.17 – Posicionamento do voluntário com os eletrodos e sensores. EENM - estimulação elétrica neuromuscular. MMG - mecanomiografia.

Assim que os sensores de MMG e goniometria e eletrodos foram colocados, o sistema foi iniciado e os sinais foram conferidos. A medição do ângulo foi zerada de modo que a condição angular vigente passou a corresponder à posição de repouso (0°).

Antes de se aplicar EENM, os parâmetros (K_p , T_p e T_d) do modelo matemático que representou o voluntário, e foram apresentados no item 3.6, tiveram de ser determinados. Para o modelo empregado, esses dados foram obtidos a partir da análise da resposta angular à EENM com amplitudes na forma de degraus aplicados aos voluntários e que produzissem extensões próximas a 15° com relação à posição de repouso. Em seguida, os parâmetros do modelo foram inseridos no controlador.

Após um intervalo de 7 min de repouso, iniciou-se o ensaio com a aplicação dos estímulos com controle do ângulo de extensão em malha fechada. Quando o controle iniciou com instabilidade, a sintonia do controlador foi ajustada de modo a conferir a estabilidade do ângulo. A correção realizada foi aumentar a contribuição do atraso do filtro (modelo utilizado), o que, no equacionamento incorporado ao *software* do controlador, tornou o sistema menos responsivo ao erro entre o ângulo desejado e o ângulo real. A aplicação de EENM foi encerrada quando o limite máximo programado para a tensão de saída do EE foi alcançado e o ângulo de joelho ficou menor que o objetivo por mais de 2° .

A análise estatística dos dados envolveu um teste de variância, a avaliação da normalidade com o teste de Shapiro-Wilk e a aplicação de teste t para comparar os valores das duas metades do sinal de ângulo e determinar se a estabilidade foi alcançada durante o ensaio piloto. Porém, a constatação da manutenção do ângulo com EENM em malha fechada também pode ser feita, empiricamente, por inspeção visual do gráfico resultante. O *software* estatístico R foi utilizado para se determinar os testes de hipóteses. O intervalo de confiança empregado foi 5% ($p < 0,05$).

3.9.4 Ensaio 4: Estudo piloto da resposta de MPF do sinal de MMG no controle do ângulo por EENM

Neste experimento, deseja-se analisar a resposta do sinal de MMG durante períodos de relativa estabilidade. Efeitos supressores de desempenho muscular podem ocorrer, mas devem ser relativamente compensados pelo sistema de controle. O objetivo é determinar qual é a resposta do parâmetro MPF do sinal de MMG durante a ação do controlador para os sinais obtidos. O ângulo objetivo escolhido empiricamente para este estudo piloto foi de 10° de extensão a partir do repouso. Este ensaio visa a alcançar o objetivo específico (d).

O ensaio foi autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (no. 2416/08). As coletas foram realizadas no Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) e na Associação dos Deficientes Físicos do Paraná (ADFP), ambos em Curitiba.

Os critérios de inclusão adotados deste ensaio foram: voluntário ser do sexo masculino, maior de 18 anos de idade, com lesão medular decorrente de trauma, com perda completa dos movimentos abaixo do nível da lesão. Os critérios de exclusão aplicados foram: incapacidade de controle postural do quadril, presença de neoplasias ou implantes metálicos nos membros a serem estimulados, intolerância à sensação causada pela EENM, desconexão da junção neuromuscular, e alteração cognitiva. Os voluntários que participaram da pesquisa foram V1, V3, V4 e V5.

A instrumentação utilizada envolveu o sistema integrado desenvolvido: o *software* de aquisição multiparamétrico, o EE neuromuscular, o eletrogoniômetro e uma placa de aquisição de sinais comercial (National Instruments DAQmx USB-6221). Os sinais adquiridos foram: MMG, ângulo e EENM.

O voluntário foi posicionado sentado na cadeira de rodas com, aproximadamente, 70° de extensão do quadril e a perna em repouso. A cadeira de rodas foi ajustada de modo a favorecer a livre movimentação da perna durante o exercício controlado por EENM. Após o posicionamento, os locais de colocação dos sensores de MMG e eletrodos passaram por tricotomia e antissepsia.

A Figura 3.17 indica o posicionamento do voluntário com a indicação da localização dos eletrodos e sensores, porém, o objetivo agora será 10° .

O sensor de MMG foi posicionado sobre o ventre do músculo reto femoral, responsável pela extensão do joelho. Os eletrodos autoadesivos para EENM foram fixados na pele, sendo o ânodo na região do joelho (5 cm x 9 cm) e o cátodo sobre a região do triângulo femoral (5 cm x 5 cm) (RABISCHONG, 1996). O eletrogoniômetro foi colocado lateralmente ao joelho, preso por faixas elásticas.

O perfil estimulatório ajustado neste experimento teve período ativo de pulso de 100 μ s e frequência de pulso de 1 kHz. O período ativo de *burst* foi de 3 ms, ao passo que a frequência de *burst* foi 50 Hz.

Assim que todos os sensores e eletrodos foram colocados, o sistema foi iniciado e os sinais foram conferidos. A medição do ângulo foi zerada de modo que a condição angular vigente passou a corresponder à posição de repouso (0°), isto é, o referencial é diferente do ensaio 2.

Antes de se aplicar EENM com controle, os parâmetros (K_p , T_p e T_d) dos modelos matemáticos que representam os voluntários, descritos no item 3.6, tiveram de ser determinados. Para o modelo empregado, esses dados foram obtidos a partir da análise da resposta a degraus de EENM aplicados aos voluntários e que produzissem extensões próximas a 10° com relação à posição de repouso. Em seguida, os parâmetros do modelo foram inseridos no controlador.

Após um intervalo de 7 min de repouso, ensaio prosseguiu com a aplicação dos estímulos. Quando o ângulo controlado tornou-se instável, a sintonia foi realizada para atingir a estabilidade e, assim, favorecer a análise dos sinais. Encerrou-se a aplicação de EENM quando o sistema tornou-se instável.

Analisou-se a resposta mecanomiográfica durante instantes de estabilidade, compreendidos por intervalos de duração maior ou igual a 4 s em que o ângulo do joelho permaneceu, aproximadamente, no valor objetivo $\pm 2^\circ$. Foram descartados os sinais instáveis e com períodos de estabilidade menores que 4 s por se considerar muito curtos. A taxa de incremento da amplitude da EENM e o cálculo da MPF do eixo Z do sinal de MMG foram determinados para épocas com duração de 1 s ao longo de todo o intervalo investigado. Para

reduzir o efeito das extremidades do sinal nos cálculos espectrais, aplicou-se janela de Hanning.

A análise estatística dos dados envolveu a realização inicial de um teste de Friedman (não paramétrico) para apontar diferenças entre os valores de MPF do eixo Z do sinal de MMG normalizados pelo valor da primeira época inicial. Os grupos comparados foram os valores das duas primeiras épocas com o grupo contendo as duas últimas épocas. Caso diferenças tenham sido apontadas, em seguida, o teste de Wilcoxon (não paramétrico) foi aplicado para comparar os valores dos três grupos de interesse. O *software* estatístico R foi utilizado para se determinar os testes de hipóteses. O intervalo de confiança empregado foi 1% ($p < 0,01$).

4 RESULTADOS

Neste capítulo, mostra-se a instrumentação virtual (*hardware* e *software*) desenvolvida para aplicação da EENM como resultado das modelagens e esquemas descritos no capítulo anterior.

Em seguida, introduzem-se os resultados dos ensaios realizados. O ensaio 1 mostra a resposta de MMG em contrações isométricas voluntárias fatigantes, em que o membro não pode sofrer variação angular da articulação. Depois, mostra-se o comportamento mecanomiográfico em contrações em cadeia aberta, ou seja, variação angular conforme a fadiga muscular vai se instalando. O ensaio 3 apresenta o resultado da técnica de controle angular integrada ao sistema de EENM, cujo objetivo é compensar as variações angulares durante a contração muscular em cadeia aberta. Finalmente, o ensaio 4 traz os resultados do sistema de monitoração de MMG durante a aplicação de EENM com controle em malha fechada.

4.1 SISTEMA INTEGRADO DE INSTRUMENTAÇÃO VIRTUAL

4.1.1 Hardware do sistema de aquisição multiparamétrico

A Figura 4.1 mostra a curva de resposta média dos sinais amplificados dos sensores de MMG triaxiais. As curvas foram obtidas com o ajuste da frequência de oscilação na mesa vibratória (eixo das abscissas). Percebe-se que o valor RMS dos sinais aumenta com o incremento na frequência de oscilação. Esse comportamento pode ser explicado pelo deslocamento da plataforma sísmica da mesa vibratória que foi fixado em 0,5 cm. Para aumentar a frequência, há que se elevar a velocidade de movimento, conseqüentemente, incrementando a aceleração. Os incrementos na frequência de oscilação foram de 5 em 5 Hz.

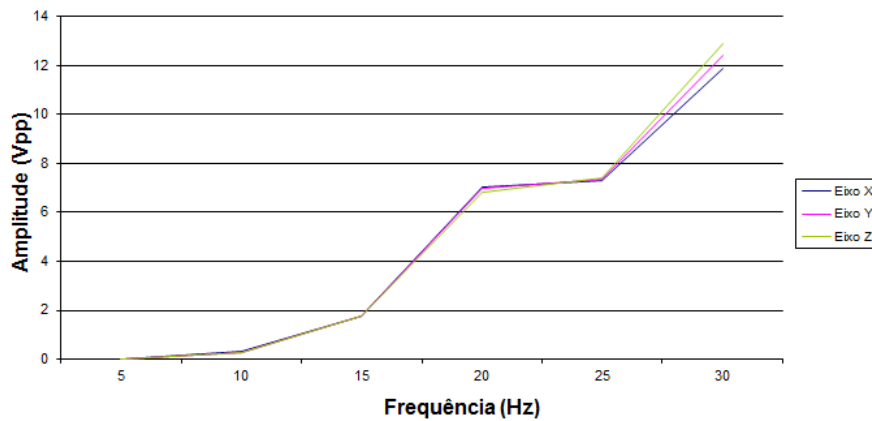


Figura 4.1 – Amplitude de pico a pico média dos sinais de MMG com os sensores desenvolvidos.

A Figura 4.2 ilustra dois mecanomiógrafos que foram desenvolvidos; contudo, somente o da direita foi utilizado nos ensaios com voluntários.

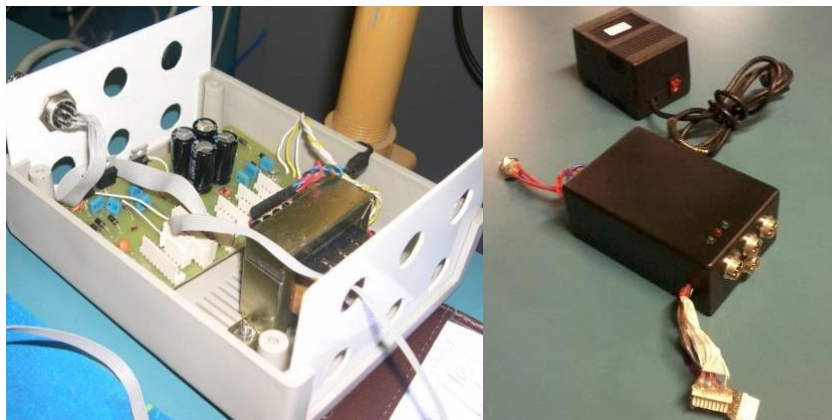


Figura 4.2 – Mecanomiógrafos desenvolvidos. O mecanomiógrafo da direita foi o utilizado nas coletas.

Na configuração utilizada nos ensaios, isto é, um único sensor triaxial e um único módulo de amplificação, o sistema fornece três sinais de MMG. Entretanto, o *software* comporta até três sensores triaxiais. Cada sensor requer um módulo de amplificação como o mostrado na Figura 4.3.

Da especificação técnica do sensor identificou-se a função de transferência e calculou-se o atraso de fase médio entre as frequências escolhidas para o filtro real. O circuito de amplificação de MMG possui entrada e saída de tensão. Aplicou-se um sinal senoidal na entrada da placa e observou-se a saída. Com um osciloscópio, determinou-se o atraso em

tempo e em fase. O atraso de fase médio observado com o sensor, contribuição dos filtros passa-altas, passa-baixas da placa de amplificação e filtragem é de, aproximadamente, $0,5^\circ$.



Figura 4.3 – Módulo de amplificação de sinal de MMG desenvolvido.

4.1.2 Interface gráfica do programa

O *software* foi inteiramente elaborado na plataforma LabVIEW™ (*National Instruments, Inc.*) por ser uma linguagem de instrumentação virtual e de programação intuitiva.

Inicialmente, a única interface do programa possuía indicadores para visualização dos sinais. Posteriormente, conforme novas funcionalidades eram necessárias para cumprir os objetivos desta tese, recursos foram adicionados de modo que a atual interface é composta por quatro abas: registro, sinais, FES e configurações (Figura 4.4).

The screenshot shows a software interface with three main sections:

- Informações do paciente:** Fields for Código (X), Sexo (M), Data de Nascimento (15 JULHO 1980), Nome e sobrenome, Sessão (session), Sufixo (40MCV), and Nome e sobrenome (Aux).
- Informações do ensaio:** Fields for Código do ensaio (X), Código do responsável (X), Código do equipamento (X), and Início da gravação (11 JUNHO 2012).
- Informações dos sinais:** Four signal configurations:
 - Sinal 1-2-3-4-5-6-7-8-9: MMG, Transdutor: Freescale MMA7260 1.5g 800mV/g, Min: -10, Máx: 10.
 - Sinal 10: Forca, Transdutor: load cell Alfa SV70, Min: 0, Máx: 10.
 - Sinal 11: Angulo, Transdutor: Eletrogoniometro 10kohm, Min: 0, Máx: 250.
 - Sinal 12: FES, Transdutor: Eletrodo estimulacao, Min: 0, Máx: 300.

Figura 4.4 – Interface do *software* – aba registro.

A Figura 4.4 mostra a aba de registro. No quadro “Informações do paciente”, informam-se dados do paciente como código, sexo, data de nascimento e nome. No quadro “Informações do ensaio” constam as informações do ensaio com a data da coleta e códigos do ensaio, do responsável pela coleta e dos equipamentos utilizados. No quadro “Informações dos sinais”, são indicadas as naturezas dos sensores bem como os procedimentos de filtragem aplicados e as faixas de ganho. Os controles estão esmaecidos para evitar modificações inadvertidas, mas os valores foram alterados durante o desenvolvimento da pesquisa.

A Figura 4.5 apresenta o painel de controles, cuja visualização é sempre possível independentemente da aba selecionada. Esse painel agrupa controles e indicadores para os três módulos de *hardware* que, frequentemente, necessitam ser acessados. Os controles superiores iniciam, param, limpam gráficos e encerram a coleta de sinais. O controle “Habilitar EENM” inicia a aplicação do sinal de EENM, cuja amplitude da tensão do *gate* do transistor Q1 é ajustada com o controle deslizante localizado à direita. Dependendo do protocolo executado, o operador pode modular a amplitude dos estímulos em intervalos regula-

res (50 mV) com os botões “Sobe” e “Desce”. Na parte inferior da Figura 4.5, o técnico pode escolher um entre dois eletrogoniômetros para adquirir o sinal angular, uma vez que possuem diferentes curvas de resposta (tensão-ângulo). Outra funcionalidade é zerar o ângulo corrente de forma a visualizar a amplitude de movimento do modo que lhe for mais conveniente. Na região central e com destaque, devido à utilidade de sua visualização, é mostrado o ângulo corrente, além dos indicadores numéricos e controle de reinicialização dos cronômetros (*timers*) auxiliares.

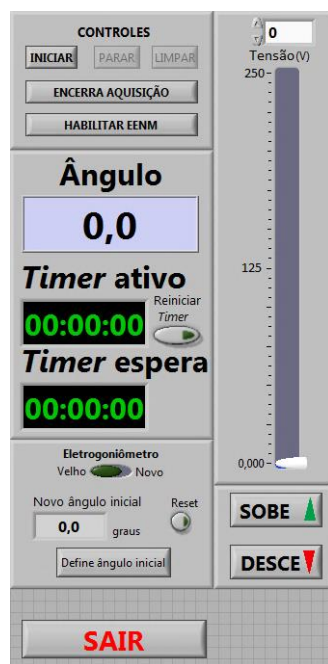


Figura 4.5 – Interface do *software* – painel de controles.

A Figura 4.6 mostra a aba de sinais. A função dessa aba é concentrar a visualização de todos os sinais advindos de uma placa de aquisição com frequência de aquisição (F_s) ajustada em 1 kHz. Tal frequência é recorrente na literatura, mas pode parecer exagerada para o registro de sinais de baixa frequência, como ângulo e MMG (ambos com energia espectral bem abaixo de 500 Hz que é a máxima frequência recuperável para $F_s = 1$ kHz). Contudo, a frequência de 1 kHz utilizada pode ser crítica para a aquisição de sinais de alta frequência, como o sinal estimulatório, cujos pulsos têm período ativo variável sendo que em 100 μ s os pulsos podem não ser registrados. Para resolver esse problema sem produzir

arquivos de dados muito grandes, o sinal de EENM passou a ser amostrado à taxa de 10 kHz. O sinal adquirido foi submetido a uma rotina que determinou o envelope dos *bursts* e, em seguida, o sinal foi reamostrado (*downsampling*) para 1kHz por meio do descarte de amostras.

Um fator que pode ser vantajoso com o emprego de $F_s = 1$ kHz é a obtenção de uma boa relação entre discriminação espectral (CHALLIS; KITNEY, 1991) e volume de dados adquiridos para armazenamento. E poder-se-ia ponderar, ainda, que a utilização de uma mesma frequência facilita a sincronização dos sinais para análise, pois os sinais adquiridos têm o mesmo número de amostras.

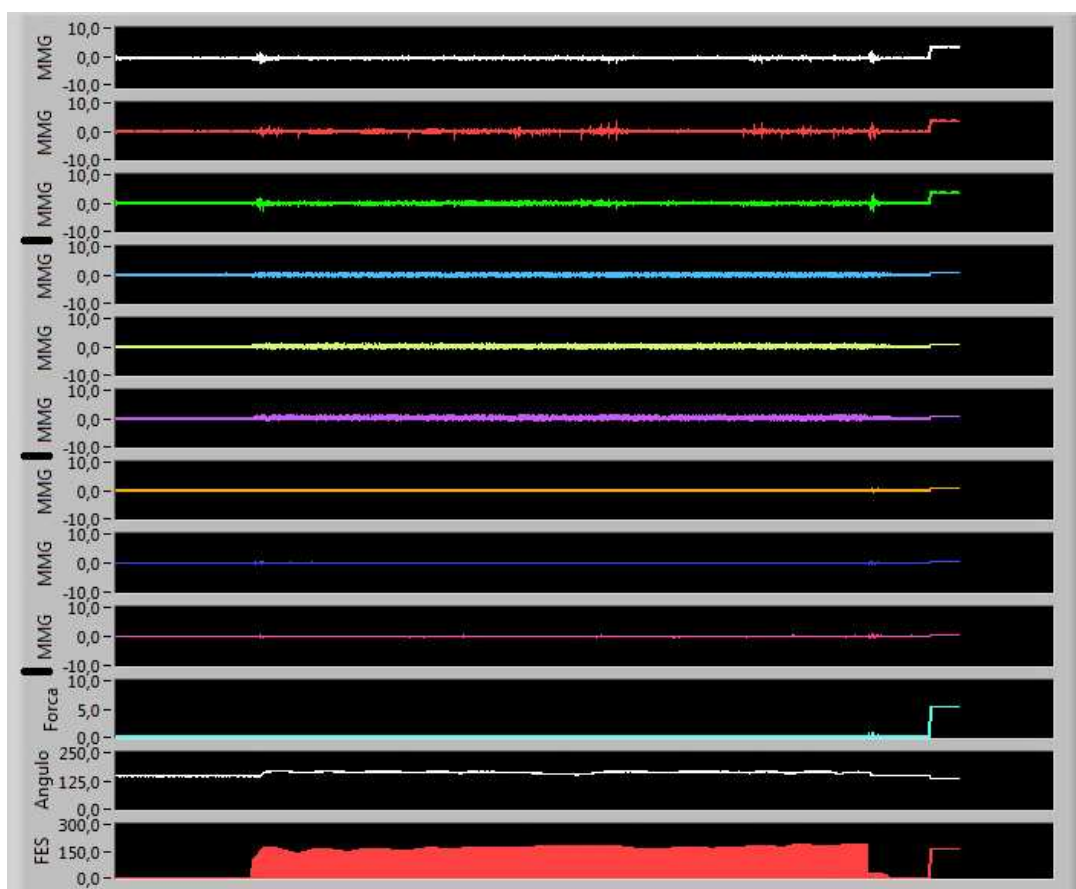


Figura 4.6 – Interface do *software* – aba de sinais.

Os nove quadros superiores são destinados aos sinais de MMG (3 eixos por sensor). O sinal de força pode ser utilizado para mostrar o sinal de tensão de uma célula de carga. O ângulo é mostrado em graus e FES em V.

A Figura 4.7 ilustra a aba FES, que possui controles de EENM. Em “Perfil estimulatório” é possível configurar frequência e ciclo de trabalho (DC – *duty cycle*) de pulsos monofásicos e também de trens de pulso (*bursts*) estimulatórios a serem aplicados. Além disso, a modulação da amplitude pode ser escolhida entre manual e automática por um padrão configurado em “Envelope”. Nesse quadro, um envelope trapezoidal com tempos (s) de subida, platô, descida e repouso, bem como amplitudes (V) máxima e mínima devem ser estabelecidos. O formato pode ser conferido no gráfico abaixo desse quadro. Com a ativação do controle “Habilitar saída”, o voluntário passa a estar conectado à saída do EE neuromuscular. O regime de operação do sistema de EENM passa de malha aberta para fechada com o acionamento do botão “Controlado”. O sistema de controle produzirá correções necessárias para que o EE neuromuscular produza uma extensão com ângulo que tenda ao ângulo objetivo. Os controles do quadro “Limitador” limitam a saída do controlador. O quadro “Modelo” possibilita entrar com os parâmetros do modelo de voluntário utilizado.

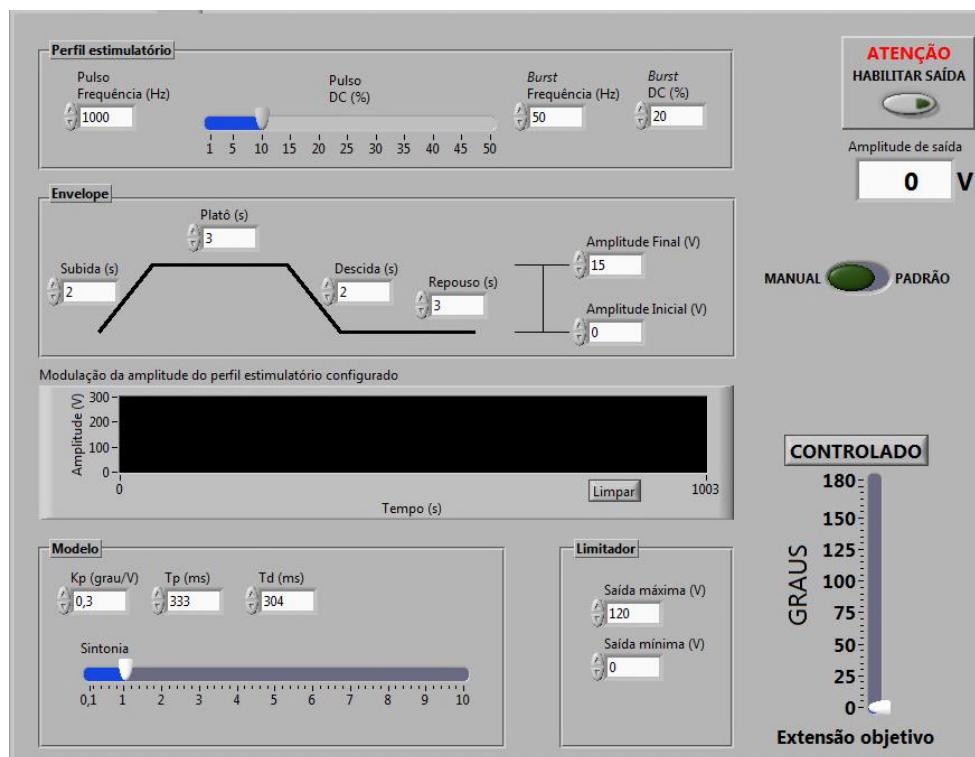


Figura 4.7 – Interface do *software* – aba FES.

A Figura 4.8 ilustra a aba de configurações. Apesar de a aba FES possuir controles de configuração, alguns parâmetros de utilização do *software* não possuíam aba própria e foram concentrados na aba de configurações. Os quadros “Aquisição de sinais” e “Geração de sinais” possuem controles para identificar os canais da placa para aquisição e geração de sinais, respectivamente. O quadro “Persistência em disco” permite informar um caminho de pasta de arquivos onde os arquivos de sinais serão gravados se a habilitação estiver selecionada. Duas curvas de resposta foram utilizadas no sistema para relacionar adequadamente os valores dos estímulos reais aos virtuais (representados no *software* e nos arquivos gerados). A primeira, denominada de ajuste direto, é responsável por relacionar, matematicamente, a amplitude do sinal estimulatório em baixa amplitude ao valor real de alta amplitude aplicado na saída do EE. A segunda curva é responsável por relacionar, matematicamente, tensões de alta amplitude que o operador deseja aplicar aos voluntários aos valores de baixa tensão que devem ser aplicados na entrada da etapa de potência do EE. O sistema desenvolvido pode operar nessas duas configurações.

Finalmente, como Faller *et al.* (2009) constataram que é possível utilizar a MMG durante a aplicação de EENM, a lista contida em “Parâmetro de MMG selecionado” contém os nomes dos parâmetros que podem ser monitorizados durante a aquisição dos sinais sem e com a EENM. Com relação aos parâmetros de MMG escolhidos para incorporação no *software* do sistema, o valor RMS foi escolhido porque, em indivíduos hígidos, Barry, Geiringer e Ball (1985) já haviam identificado que o RMS possui forte correlação com o torque isométrico e Madeleine *et al.* (2006) observaram que o valor espectral MPF decaiu ao longo do tempo de uma contração sustentada. Com EENM, Faller *et al.* (2009) encontraram variações no valor RMS do sinal de MMG de indivíduos hígidos e constatou-se, em experimentos prévios, uma queda da MPF para lesados medulares, mas sem controle angular, além da divergência de tendência entre RMS e MPF, conforme descrito por Krueger-Beck *et al.* (2010a). A MPF foi calculada como a frequência média do centróide espectral determinada para o espectro delimitado pelas frequências até 120 Hz. Pelo motivo de que a compressão pode causar variação em outras características espectrais ou relacionadas à frequência, os parâmetros ZC e a frequência de pico também foram incorporadas ao sistema.

O módulo dos valores RMS dos sinais axiais do sensor de MMG triaxial foi incorporado na análise porque Akataki, Mita e Itoh (1999) identificaram a existência de vibrações musculares na direção longitudinal do músculo, em adição à direção normal (lateral). O músculo reto femoral faz parte do músculo quadríceps femoral e é um músculo bipenniforme, portanto, é possível que mais de um eixo de vibração apresente componentes importantes para investigação.

Todos os sinais adquiridos ou calculados podem ser salvos em arquivo de dados no formato EDF (VÄRRI *et al.*, 2001), que não é proprietário. A escolha justifica-se, primeiramente, por se adotar um padrão para todos os arquivos gerados. Em segundo lugar, enquanto não se possuía um *software* específico para processamento dos sinais adquiridos, e por ser um padrão aberto, programas existentes poderiam ser empregados na análise dos sinais, por exemplo, o *Bioproc Data Processing System for Windows*.

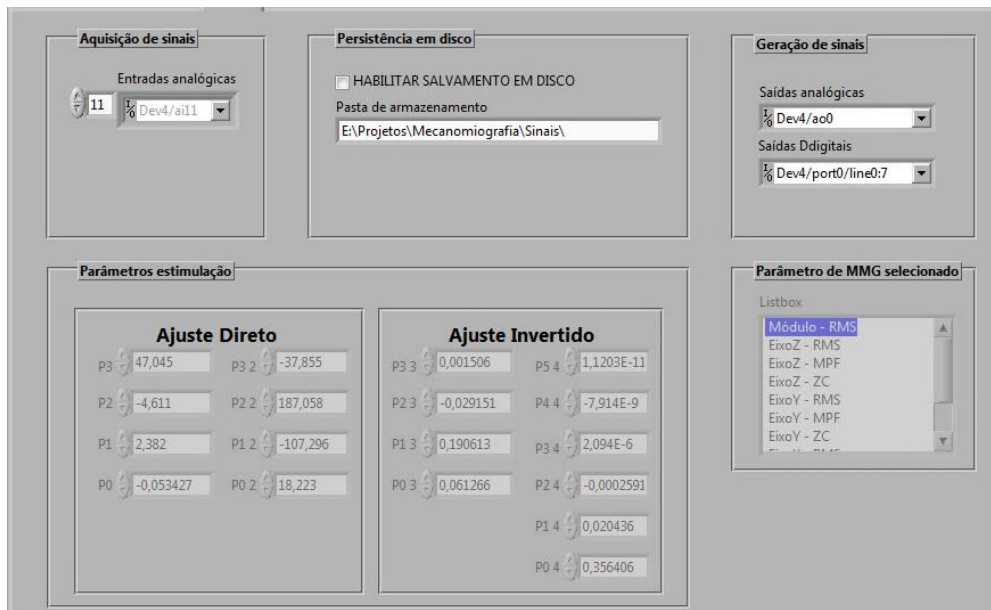


Figura 4.8 – Interface do *software* – aba de configurações.

4.1.3 Estimulador elétrico neuromuscular desenvolvido

A seguir, são apresentadas as curvas médias de calibração para o canal estimulatório desenvolvido e para testes de bancada. A Figura 4.9 mostra a curva que relaciona a tensão modulante aplicada ao *gate* do transistor com a tensão da saída do estágio de potência, isto é, a tensão produzida e aplicada a uma carga padrão de 1 k Ω . A Figura 4.10 mostra a curva de ajuste inverso, ou seja, quando se deseja aplicar uma tensão à carga na saída e que foi definida previamente. Essa funcionalidade é necessária quando se deseja operar o sistema empregando um envelope estimulatório (ver quadro “Envelope” na Figura 4.7).

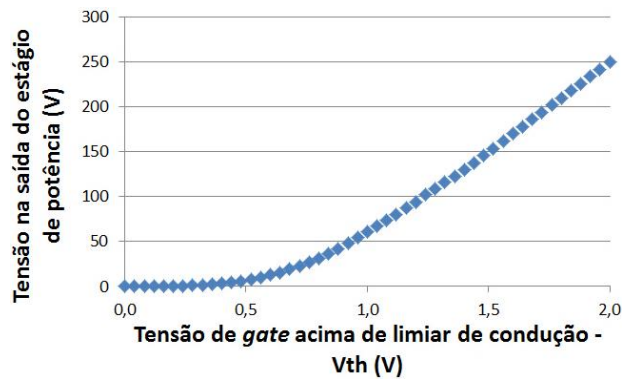


Figura 4.9 – Curva de calibração do ajuste direto de tensão. Relaciona a tensão modulante no *gate* do transistor de potência com a tensão aplicada à carga na saída do canal de estimulação.

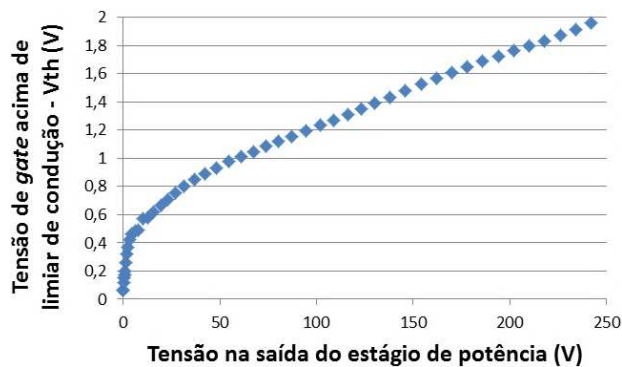


Figura 4.10 – Curva de calibração do ajuste inverso de tensão. Relaciona a tensão que se deseja aplicar à carga na saída do canal de estimulação com a tensão modulante necessária no *gate* do transistor de potência.

Quatro curvas de ajuste foram necessárias para representar corretamente nos arquivos de dados os valores de tensão de saída da etapa de potência. Duas para o ajuste direto (sentido tensão de *gate*/tensão de saída) e duas para ajuste inverso (sentido tensão de saída/tensão de *gate*), respectivamente, indicadas nas Equações 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4. O melhor ajuste da tensão de saída U_s foi encontrado utilizando a Equação 4.1 com valores de tensão de *gate* (U_{gt}) até 0,55 V. Acima desse valor, utilizou-se a Equação 4.2. O melhor ajuste da tensão de *gate* (U_{gt}) foi encontrado utilizando a Equação 4.3 com valores de tensão de saída (U_s) até 10 V. Acima desse valor, utilizou-se a Equação 4.4.

$$U_s = 47,045 \times U_{gt}^3 - 4,611 \times U_{gt}^2 + 2,382 \times U_{gt} - 0,053427 \quad [\text{V}] \quad (4.1)$$

$$U_s = -37,855 \times U_{gt}^3 + 187,058 \times U_{gt}^2 - 107,296 \times U_{gt} + 18,223 \quad [\text{V}] \quad (4.2)$$

$$U_{gt} = 1,51E^{-3} \times U_s^3 - 2,92E^{-2} \times U_s^2 + 0,19 \times U_s + 6,13E^{-2} \quad [\text{V}] \quad (4.3)$$

$$U_{gt} = 1,12E^{-11} \times U_s^5 - 7,91E^{-9} \times U_s^4 + 2,09E^{-6} \times U_s^3 - 2,59E^{-4} \times U_s^2 + 2,04E^{-2} \times U_s + 0,3564 \quad [\text{V}] \quad (4.4)$$

Da Figura 4.11 à Figura 4.13, apresentam-se formas de onda dos sinais de EENM gerados pelo EE, conforme configuração no *software* do sistema (Figura 4.7).

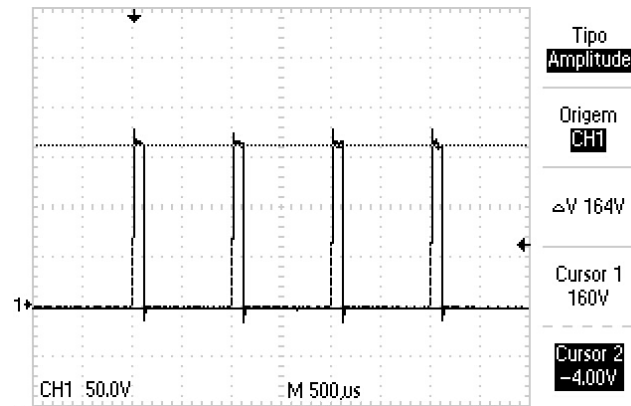


Figura 4.11 – Resposta em tensão do canal de saída do EE - pulsos. *Burst* composto por três pulsos com aproximadamente 158 V.

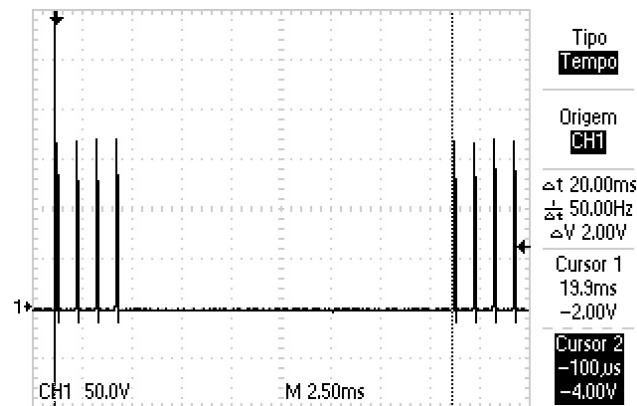


Figura 4.12 – Resposta em tensão do canal de saída do EE - *bursts*. O intervalo entre *bursts* é de 20 ms (50 Hz). Período ativo de 4 ms e inativo de 16 ms.

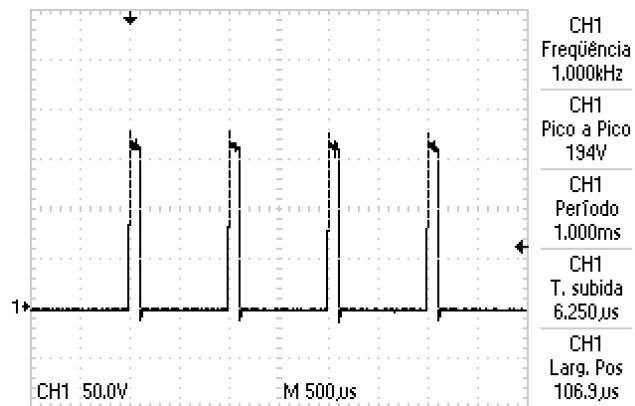


Figura 4.13 – Resposta em tensão do canal de saída do EE - frequência de pulso. O intervalo entre pulsos é de 1 ms (1 kHz). No caso, período ativo de 200 µs e inativo de 800 µs.

A Figura 4.11 mostra os três pulsos que formam um *burst* com amplitude aproximada de 158 V e, aproximadamente, 107 µs de largura. Pode-se notar que os pulsos não são perfeitamente quadrados, mas apresentam uma pequena deflexão durante o platô do pulso. A Figura 4.12 ilustra o intervalo entre *bursts* que foi configurado no sistema como 50 Hz. A Figura 4.13 permite visualizar que os pulsos gerados apresentaram período ativo igual a 106,9 µs e 1 ms de período (1 kHz). O indicador gráfico inferior, na Figura 4.14, apresenta o envelope dos *bursts* com tempo de subida de 200 ms e sustentação de amplitude em, aproximadamente, 132 V. O indicador superior é a resposta angular ao estímulo.

Os pulsos produzidos pelo circuito não são perfeitamente quadrados devido à natureza da resposta do transformador TR1. A queda de tensão entre os terminais do enrolamento primário se desenvolve em função da variação da corrente i_L , mas não enquanto é constante. O sinal estimulatório resultante é monofásico devido à característica técnica do circuito construído que só permite a geração de pulsos de corrente em um sentido do transistor de potência Q1 (Figura 3.9).

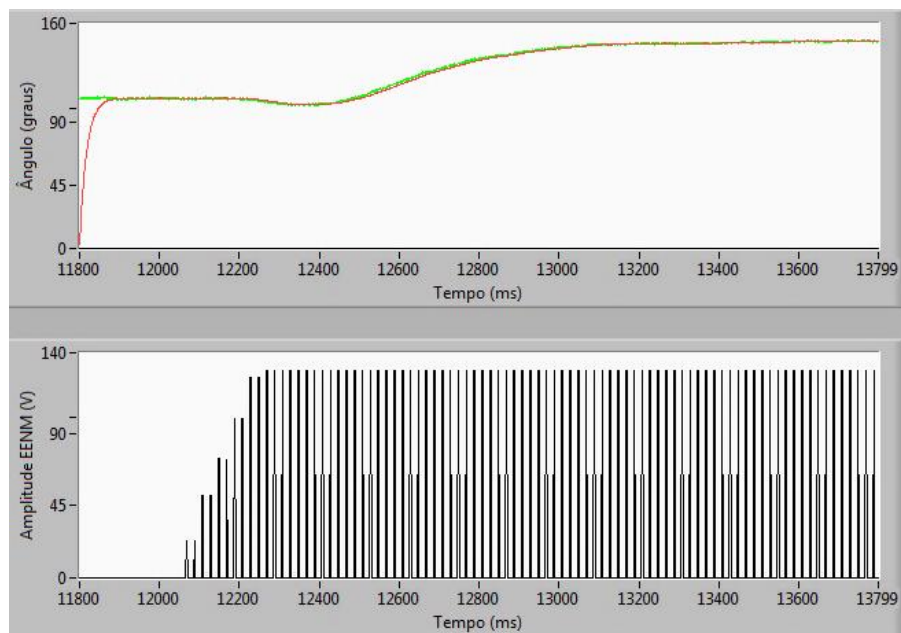


Figura 4.14 – Resposta angular do joelho e envelope de EENM.

Pode-se notar o atraso eletromecânico entre o início dos estímulos e o ângulo final da extensão. Tempo de subida de 200 ms.

A Figura 4.15 mostra uma foto do gabinete do EE neuromuscular desenvolvido com capacidade de operação em malha fechada. As setas indicam as chaves que ligam o sistema. A seta da direita aponta o botão que aciona a alimentação de $\pm 9V$ (circuito ativo de terra virtual a partir de duas baterias) da etapa de baixa amplitude do isolador óptico empregado, ao passo que a seta da esquerda aponta o contato que alimenta as etapas de alta amplitude do EE e do isolador óptico.



Figura 4.15 – Estimulador elétrico neuromuscular desenvolvido.

A carenagem de um *Digital Video Disk* (DVD) foi utilizada. Setas indicam as chaves de energia. A seta da esquerda alimenta o circuito de potência. A seta da direita alimenta o circuito de baixa amplitude. Alimentações diferentes foram utilizadas para fornecer energia para o isolador óptico empregado (ISO 124) e proporcionar isolamento galvânico.

4.1.4 Sistema de controle do estimulador elétrico

A Figura 4.16 mostra o comportamento do sistema de EENM em malha fechada, segundo simulações com o equacionamento apresentado nos itens 3.6 e 3.7. Os resultados correspondem à perna esquerda do voluntário V5. Três configurações de ajuste dos parâmetros do controlador PID (ver sintonia na Figura 4.7) foram empregadas: conservadora (preto), moderada (azul) e agressiva (vermelho). Como observação geral, repara-se que a simulação apresentou operação do sistema em estabilidade. A resposta transitória do controlador PI foi aceitável.

Dos resultados, percebe-se que a variável de sintonia, quando modificada, pode tornar o sistema mais responsivo ao erro angular. O ajuste conservador (sintonia = 5) responde mais lentamente ao erro, de forma que o moderado (sintonia = 1) e agressivo (sintonia = 0,4) compensam o erro mais rapidamente. No entanto, essa correção pode tornar o sistema menos estável possibilitando, inclusive, o surgimento de elevados sobressinais. Além disso, na Figura 4.16, pode-se constatar que o controlador, quando em operação moderada ou agressiva, corrigiu a amplitude da EENM de modo a anular o erro em ambos os sentidos. Finalmente, o sistema apresentou resposta ao degrau com estabilidade. O aspecto serrilhado é devido ao fato de que o tempo do amostrador era atualizado em intervalos de 100 ms.

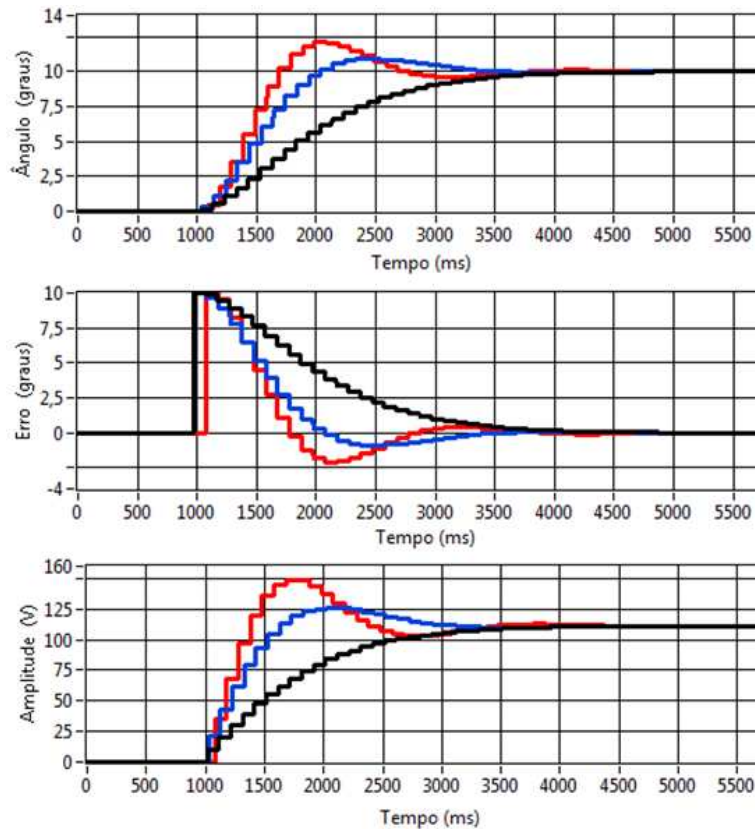


Figura 4.16 – Comportamento do sistema de EENM em malha fechada. (Gráficos) Superior, intermediário e inferior, respectivamente, o ângulo controlado, o erro corrente e a amplitude de EENM aplicada ao modelo muscular. (Cores) Preto - sintonia conservadora; Azul - sintonia moderada; Vermelho - sintonia agressiva.

4.2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

As medidas efetuadas com o termo-higrômetro durante todas as coletas mostraram-se dentro dos limites climáticos estabelecidos em protocolo para experimentação com humanos, para temperatura e umidade relativa do ar: 15 a 35°C e 45 a 75% (AMM, 2008).

4.2.1 Ensaio 1: Análise do sinal de MMG em contrações isométricas

Durante uma contração muscular, um ângulo articular perfeitamente estabilizado em cadeia cinética aberta configura uma condição de isometria. Por isso, o foco deste primeiro

ensaio foi avaliar a resposta da MMG em condição de contração isométrica e fatigante. O teste foi realizado para contrações isométricas voluntárias em MMSS de indivíduos hígidos.

Os dados captados da célula de carga apontaram que o exercício foi executado corretamente, sendo que o sinal da força sustentada oscilou em torno de 70% da MCV, com posterior queda a 50% de MCV no final da contração.

Somente os resultados dos sinais que apresentaram diferença estatística quando comparadas ao “Início de 70% de MCV” serão apresentados, com exceção de ZC de EMG (Figura 4.21).

Observa-se, na Figura 4.17, que, tanto para ZC do eixo Z quanto ZC do eixo Y da resposta mecanomiográfica, as épocas “Após 70% de MCV” e “50% de MCV” foram estatisticamente diferentes ($p < 0,05$) de “Início de 70% de MCV”. Observa-se que há uma pequena queda nos valores médios do número de ZC ao longo do exercício.

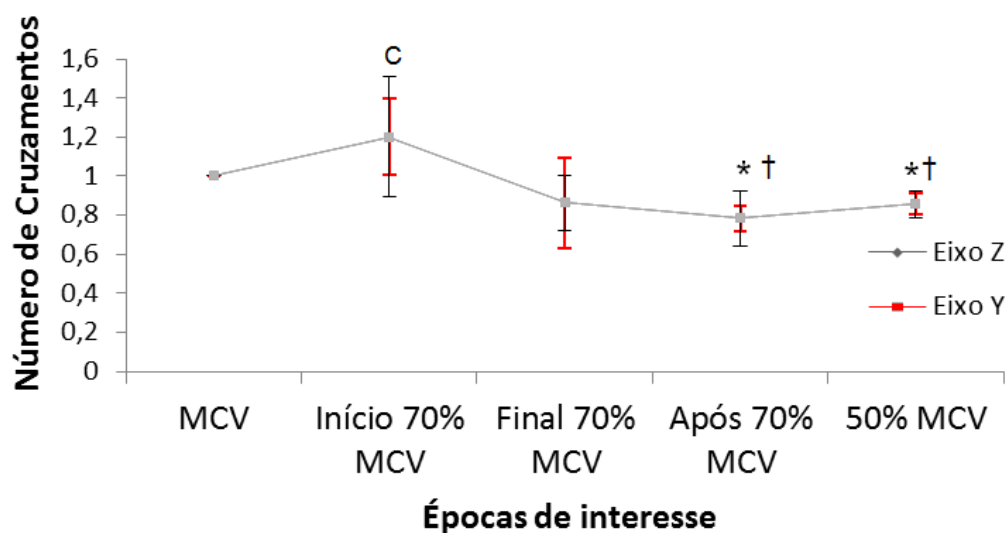


Figura 4.17 – Média e desvio padrão normalizados de ZC do sinal de MMG do ensaio 1. As duas curvas estão praticamente sobrepostas. C - controle, * - diferença estatística para C ($p < 0,05$) obtida para Eixo Y, † - diferença estatística para C ($p < 0,05$) obtida para Eixo Z.

A Figura 4.18 mostra o resultado do teste não paramétrico para RMS de EMG. As épocas “Final 70% MCV”, “Após 70% MCV” e “50% MCV” apresentaram diferença estatística ($p < 0,05$) para “Início 70% MCV”.

Na comparação visual entre médias dos sinais de MMG e EMG obtidos, observou-se que o parâmetro temporal de ZC dos eixos Z e Y de MMG mostraram comportamentos de declínio similares ao RMS do sinal de EMG.

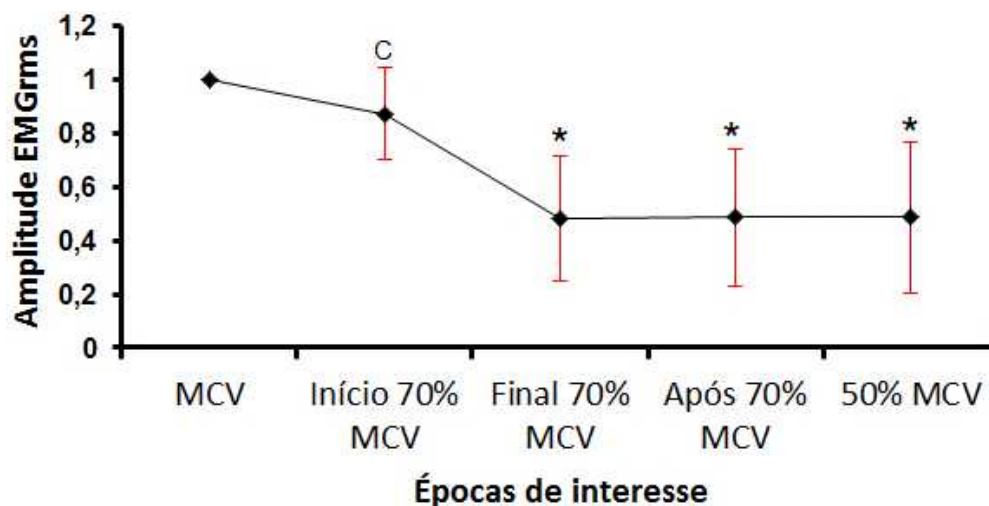


Figura 4.18 – Média e desvio padrão normalizados de RMS do sinal de EMG do ensaio 1.
C - controle, * - diferença estatística para C ($p < 0,05$).

O módulo da frequência de pico do sinal de MMG nas épocas de interesse mostrou diferença ($p < 0,05$) entre o “Início de 70% de MCV” e “50% de MCV”, conforme indicado na Figura 4.19. A Figura 4.20 mostra os resultados do módulo dos valores de RMS para MMG, com diferenças estatísticas ($p < 0,05$) entre “Início de 70% de MCV”, “Final de 70% de MCV” e “50% de MCV”. A Figura 4.21 mostra o resultado para ZC do sinal de EMG, sem diferenças estatísticas significativas ($p < 0,05$).

Em resumo, para os voluntários investigados, os resultados apontam que a amplitude de RMS dos sinais de MMG representou valores diferentes entre as duas épocas em que se considera o músculo em condições diferentes (fresco vs. fatigado) somente para o módulo. Similarmente, o RMS do sinal de EMG conseguiu diferenciar, estatisticamente, “Início de 70% de MCV” de “Final de 70% de MCV”.

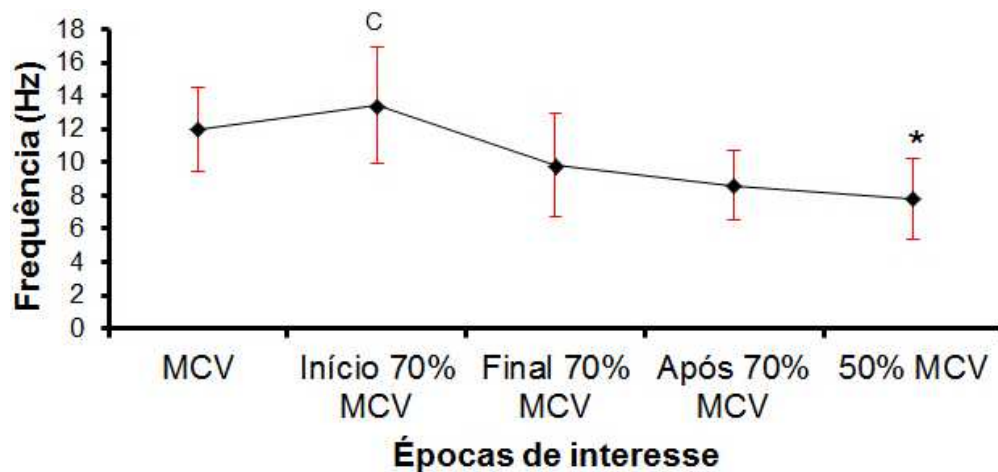


Figura 4.19 – Média e desvio padrão do módulo da frequência de pico de MMG do ensaio 1. C - controle, * - diferença estatística para C ($p < 0,05$).

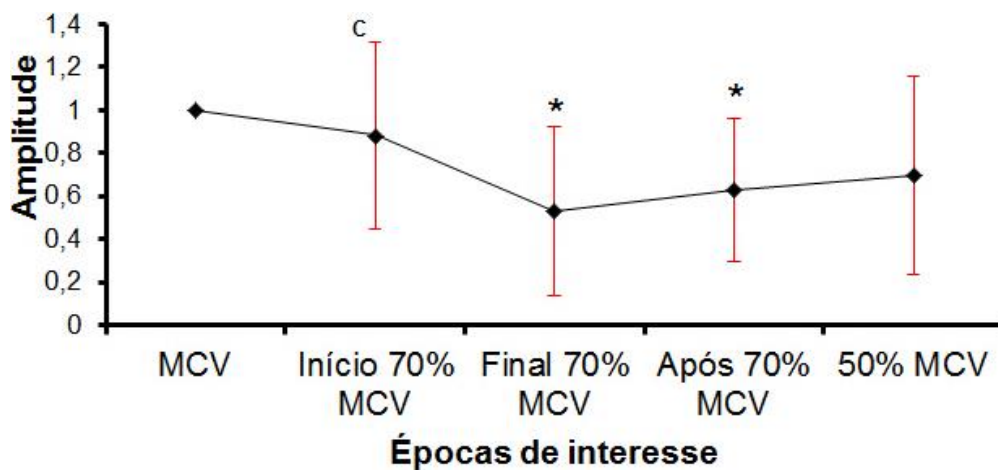


Figura 4.20 – Média e desvio padrão do módulo de RMS de MMG do ensaio 1. C - controle, * - diferença estatística para C ($p < 0,05$).

De outro modo, os parâmetros relacionados à frequência (ZC – que é um descritor temporal – e frequência de pico) de MMG conseguiram diferenciar, estatisticamente, as épocas “Início de 70% de MCV”, “Final de 70% de MCV”, “Após 70% de MCV” e “50% de MCV”, dependendo do eixo de investigação. Isso não foi possível com ZC do sinal de EMG. Portanto, dependendo do parâmetro de observação, para os voluntários investigados, a MMG apresentou desempenho melhor do que a EMG na diferenciação de condições

musculares. Contudo, ressalta-se que o número de voluntários utilizados na estatística é pequeno.

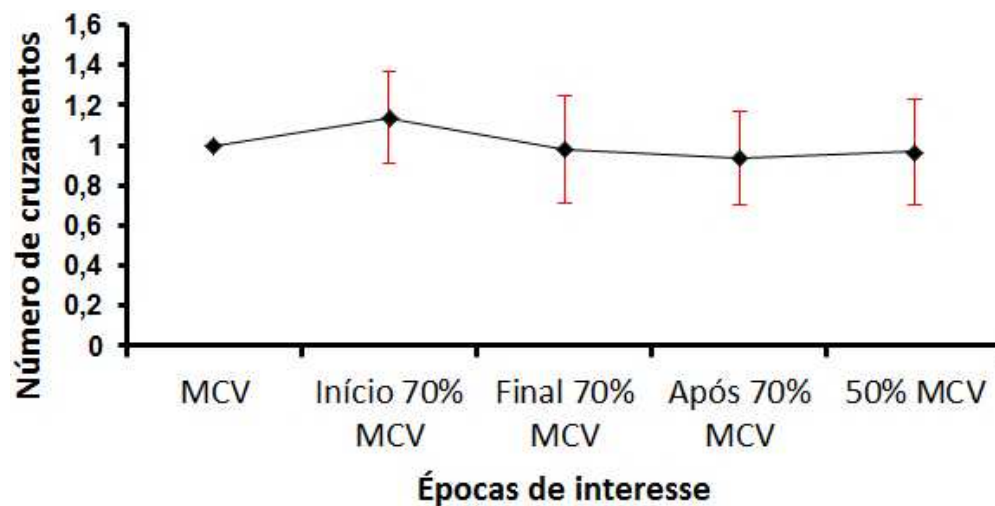


Figura 4.21 – Média e desvio padrão de ZC de EMG do ensaio 1.

4.2.2 Ensaio 2: Análise do sinal de MMG em contrações dinâmicas evocadas por EENM

O objetivo deste ensaio foi analisar variações dos parâmetros mecanomiográficos durante a manutenção de uma extensão em cadeia aberta, partindo de um ângulo objetivo determinado (40°) e sem correção na amplitude da EENM frente a eventuais alterações no ângulo. Portanto, desejava-se inspecionar a resposta da MMG para contrações em cadeia aberta sem a atuação de controle.

A Figura 4.22 apresenta o sinal temporal do ângulo obtido para os indivíduos hígidos. Pode-se observar que, apesar da identificação prévia da amplitude de EENM necessária para causar uma extensão com o ângulo objetivo, o ângulo inicial atingido ($t = 0$ s, instante de início de análise) não foi o desejado. O mesmo ocorreu para os voluntários com lesão medular, cujas respostas angulares são mostradas na Figura 4.23. Pode-se observar nessas duas figuras que existe variabilidade na duração da contração. O ângulo igual a 0° corresponde à extensão completa.

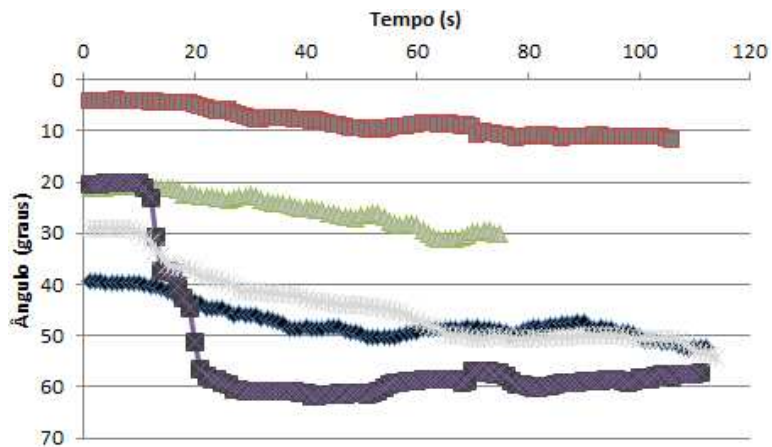


Figura 4.22 – Excursão temporal do sinal de ângulo dos indivíduos hígidos.

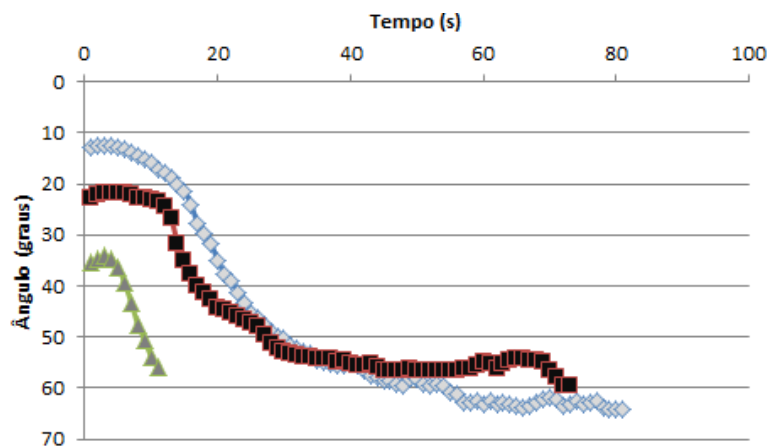


Figura 4.23 – Excursão temporal do sinal de ângulo dos indivíduos com lesão medular.

A seguir, informam-se as comparações entre os grupos para os indivíduos hígidos. A Figura 4.24 apresenta a média dos valores de RMS normalizados pela média dos valores do Grupo 1. O teste de Friedman não apontou diferenças estatísticas significativas entre os valores dos grupos. A Figura 4.25 mostra a média dos valores de MPF normalizados pela média dos valores do Grupo 1. Também não houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos.

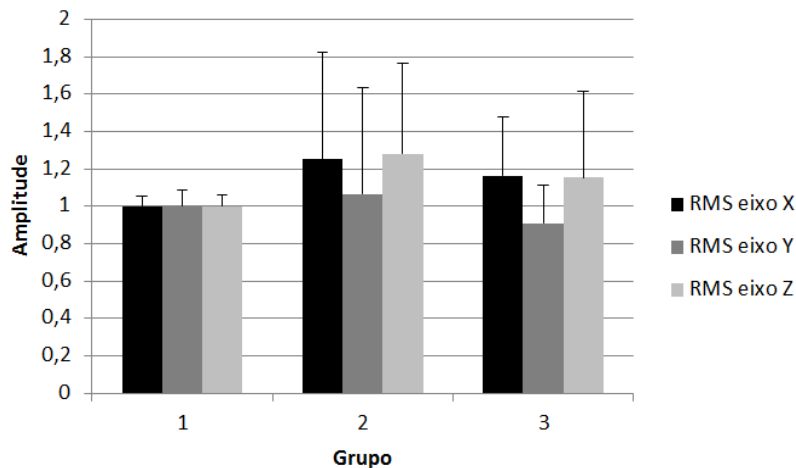


Figura 4.24 – Média e desvio padrão de RMS normalizado dos sinais de MMG para indivíduos hígidos.

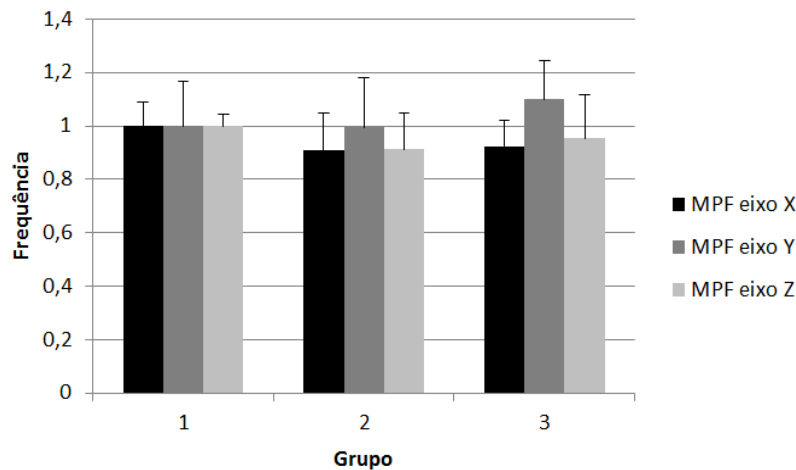


Figura 4.25 – Média e desvio padrão de MPF normalizado dos sinais de MMG para indivíduos hígidos.

A seguir, introduzem-se os resultados das comparações entre grupos de épocas para lesados medulares. A Figura 4.26 apresenta a média dos valores de RMS normalizados pela média dos valores do Grupo 1. O teste de Friedman apontou diferenças estatísticas significativas ($p < 0,0302$) para RMS e o teste de Wilcoxon confirmou a diferença para o eixo Y de MMG na comparação entre o Grupo 1 e o Grupo 3. A Figura 4.27 mostra a média dos valores de MPF normalizados pela média dos valores do Grupo 1. Não houve diferenças estatísticas significativas entre os grupos.

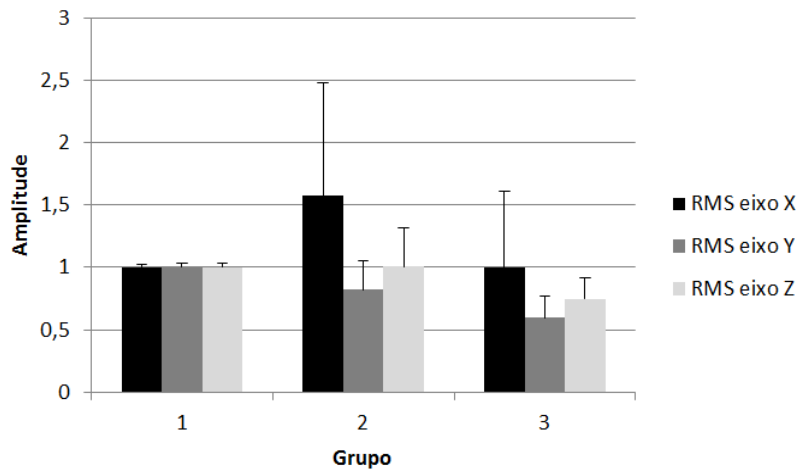


Figura 4.26 – Média e desvio padrão de RMS normalizado dos sinais de MMG para lesados medulares.

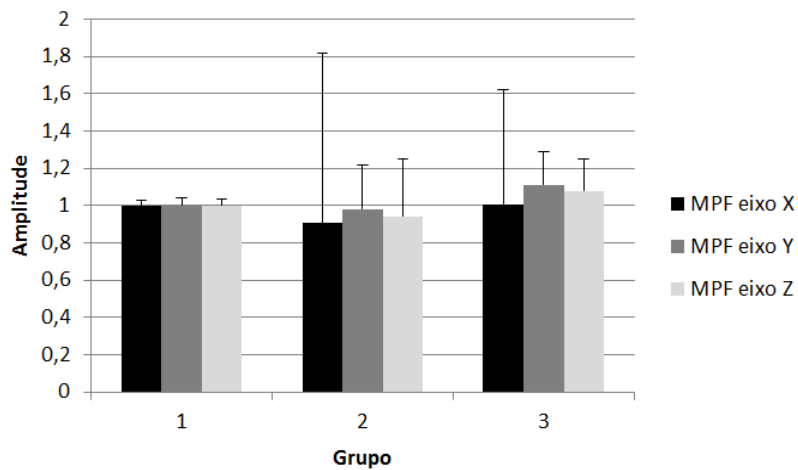


Figura 4.27 – Média e desvio padrão de MPF normalizado dos sinais de MMG para lesados medulares.

Dos resultados obtidos com os voluntários investigados, observa-se que a análise de MMG para o protocolo do ensaio 2 apresentou variações significativas somente para lesados medulares e em épocas extremas (início e fim) da extensão evocada por EENM.

4.2.3 Ensaio 3: Estudo piloto com controle de estabilidade angular

A Figura 4.28 e a Figura 4.29 mostram o sinal de ângulo do joelho esquerdo e direito de V2, respectivamente, que o sistema registrou durante o controle em malha fechada e a

amplitude da EENM. Na Figura 4.28, observam-se dois comportamentos do sinal: instabilidade (de 20 s a 70 s) e relativa estabilidade angular (de 70 s a 216 s). Algumas variações no sinal de ângulo aconteceram entre os instantes 100 s e 120 s, mas o sistema não se tornou instável. A contração muscular que sustentou o ângulo só diminuiu a partir de 216 s, quando o limite máximo programado da amplitude de EENM foi alcançado. Na Figura 4.29 há um intervalo com relativa estabilidade entre, aproximadamente, 41 s e 69 s.

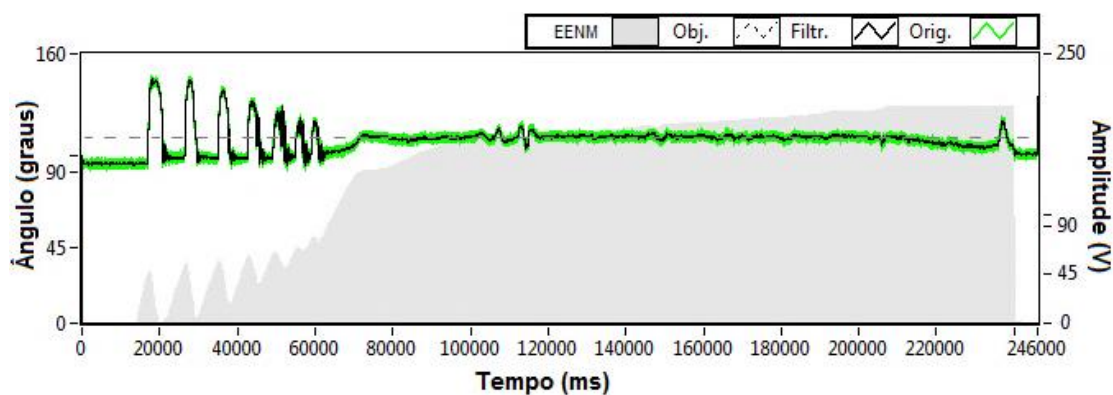


Figura 4.28 – Sinal de ângulo do joelho esquerdo e EENM com controle em malha fechada.

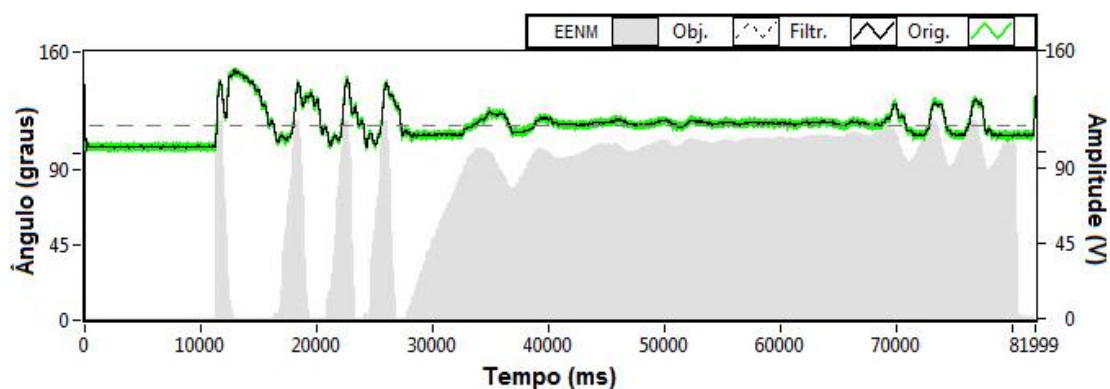


Figura 4.29 – Sinal de ângulo do joelho direito e EENM com controle em malha fechada.

Apesar da extensão do joelho direito não ter se prolongado como da perna esquerda, considerou-se que, com EENM em malha fechada, o ângulo objetivo de extensão, de 15°, foi atingido. Calcularam-se os resultados de análise estatística descritiva e comparação de médias (significância de $p < 0,05$) para os dois sinais de ângulo e que são apresentados na Tabela 4.1. Repara-se que o desvio padrão sofreu uma pequena variação entre as duas me-

tades de cada ensaio, de modo que o teste de variância indicou que as duas variâncias não eram iguais. Então, como o teste de Shapiro-Wilk indicou que os sinais possuíam distribuição normal ($p < 0,05$), o teste t de Welch foi aplicado e não rejeitou a igualdade entre as duas metades de cada extensão.

Tabela 4.1 – Resultados estatísticos para os sinais de ângulo controlados.

Joelho	Tempo (s)	Média (°)	Desvio padrão (°)	Médias são diferentes?
esquerdo	72 a 140	117,50	1,35	Não ($p=0,9775$)
	140 a 208	117,48	1,07	
direito	40,5 a 54,5	110,54	1,82	Não ($p=0,7645$)
	54,5 a 68,5	110,67	1,31	

4.2.4 Ensaio 4: Estudo piloto da resposta de MPF do sinal de MMG e amplitude de EENM

O objetivo do ensaio 4 foi investigar a resposta do sinal de MMG em contrações musculares evocadas por EENM envolvendo as condições próximas às pesquisadas nos ensaios anteriores. O protocolo envolve o controle em malha fechada de extensão angular próximo de isometria, mas contração artificialmente ativada e em cadeia aberta.

Da aplicação de EENM controlada a quatro voluntários (V1, V3, V4 e V5), obteve-se um total de 10 estabilidades com o ângulo de joelho próximo do objetivo. Não foi possível obter estabilidade de ângulo de joelho para V3, pois o tempo de extensão foi muito curto (menos de 4 s e ausência de platô estável). Escolheu-se 4 s como duração mínima porque a análise estatística utiliza as duas épocas iniciais e as duas finais. Como cada época tem 1 s de duração, o descarte foi justificado. A Figura 4.30 mostra um exemplo de sinal angular obtido. Intervalos com estabilidade, como os compreendidos entre 89,3 s – 102,3 s e 107 s – 117 s, fizeram parte da análise. Neste ensaio, quanto maior o ângulo, maior é a extensão do joelho. Observa-se, para o joelho direito de V1 que, após o ângulo estabilizar no objetivo (linha tracejada), ocorre um aumento no ângulo de extensão (linha sólida). Esse comportamento representa que o erro foi integrado e forçou o controlador a incrementar a amplitu-

de da EENM de forma a produzir uma extensão mais vigorosa do que o necessário, levando o ângulo real para valores superiores ao objetivo.

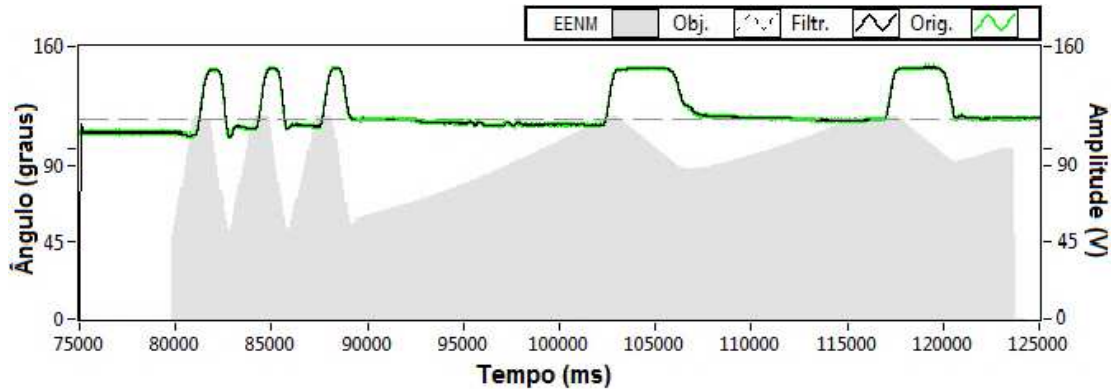


Figura 4.30 – Voluntário 1 ângulo do joelho direito e amplitude de EENM.
Intervalos: (89,3 s – 102,3 s) e (107 s – 117 s)

O perfil de ângulo controlado obtido para cada EENM com controle estável é apresentado na Tabela 4.2. Duas médias e dois desvios padrões são apresentados, sendo uma média e um desvio padrão para cada metade da extensão sustentada. Degrau é o ângulo de extensão médio que o sinal apresentou. Observa-se que os voluntários partiram de ângulos de repouso diferentes, e que a duração dos intervalos de estabilidade também apresentou variações. Os degraus resultantes permaneceram próximos ao valor objetivo. Com a exceção dos dados da última linha da Tabela 4.2, as estabilidades para cada voluntário ocorreram em sequência. Pode-se notar que com o passar do tempo e a atuação do controlador, o ângulo médio obtido é cada vez mais próximo do objetivo do exercício.

Durante a estabilidade, o controlador induziu incrementos na saída do EE, devido a sua ação integradora. A Figura 4.31 apresenta as inclinações da amplitude de EENM durante os intervalos de estabilidade estudados. Com relação à sequência de curvas indicadas na legenda da Figura 4.31, a Tabela 4.3 mostra as taxas de incremento de amplitude de EENM necessárias para manter o ângulo e tentar diminuir o erro. As amplitudes observadas são diferentes, pois a constituição física e demanda metabólica dos músculos de cada voluntário é diferente. Isso decorre do grau de comprometimento do desempenho muscular ocasionado pela paralisia.

Tabela 4.2 – Ângulos obtidos para as extensões de joelho e duração da estabilidade.

Voluntário	Ângulos (°)							Duração do intervalo (s)
	repouso	Primeira metade			Segunda metade			
		média	desvio padrão	degrau	média	desvio padrão	degrau	
V1	107	116,23	1,24	9,23	113,76	0,69	6,76	13
	107	118,58	0,92	11,58	116,73	0,58	9,73	10
V5	98	105,9	0,39	7,9	104,75	0,65	6,75	4
	98	106,86	0,41	8,86	105,72	0,68	7,72	5
	98	107,21	0,37	9,21	106,14	0,73	8,14	6
	98	107,24	0,38	9,24	106,22	0,58	8,22	6
V4	120	130,27	1,98	10,27	128,79	2,13	8,79	8
	120	130,36	0,40	10,36	130,28	0,42	10,28	5
	120	129,96	0,40	9,96	129,74	0,38	9,74	5
	106	115,78	0,48	9,78	116,19	0,51	10,19	7

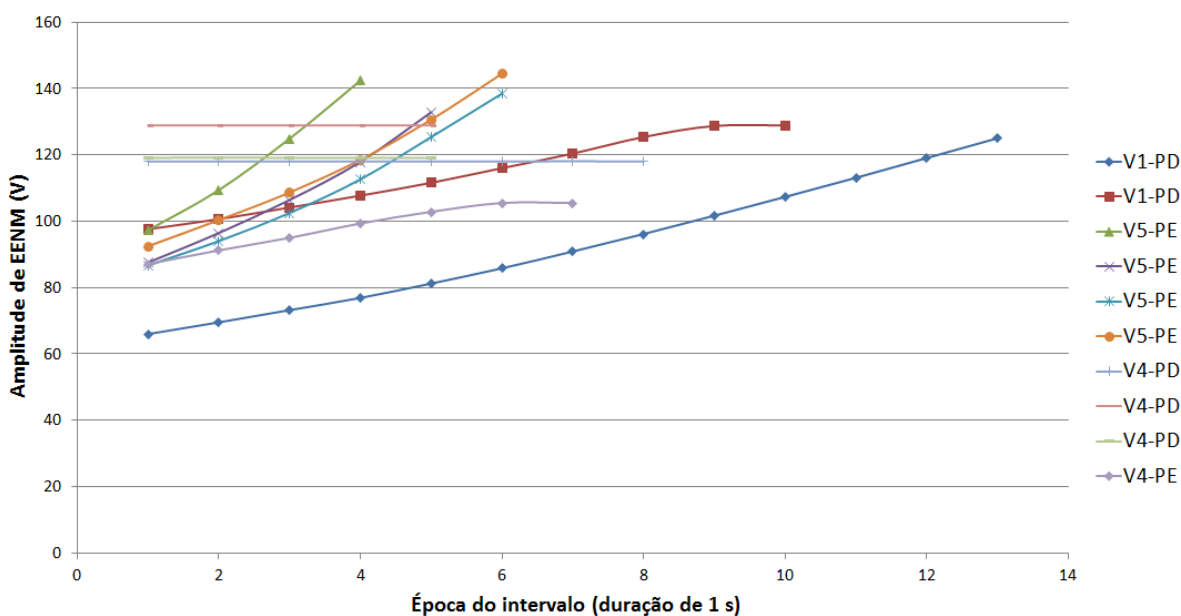


Figura 4.31 – Curvas de amplitude de EENM sobrepostas.
PD – perna direita; PE – perna esquerda.

Pode-se observar que o voluntário V4, para a perna direita, apresentou taxas de inclinação próximas de zero, bem menores que as outras. Para os demais casos, o EE forne-

ceu um incremento de mais de 2,6 V/s. A Figura 4.32 apresenta curvas com a variação da MPF do eixo Z do sinal de MMG ao longo dos intervalos de relativa estabilidade.

Tabela 4.3 – Taxa incremental da amplitude de EENM.

Curva	Amplitude (V) de EENM inicial	Amplitude (V) de EENM final	Duração (s)	Taxa incremental (V/s)
V1-PD	65,99	125,03	13	4,54
V1-PD	97,61	128,94	10	3,13
V5-PE	97,26	142,42	4	11,29
V5-PE	87,56	132,86	5	9,06
V5-PE	86,67	138,51	6	8,64
V5-PE	92,49	144,51	6	8,67
V4-PD	118,04	118,04	8	0
V4-PD	128,87	128,94	5	0,01
V4-PD	119,14	119,14	5	0
V4-PE	87,11	105,53	7	2,63

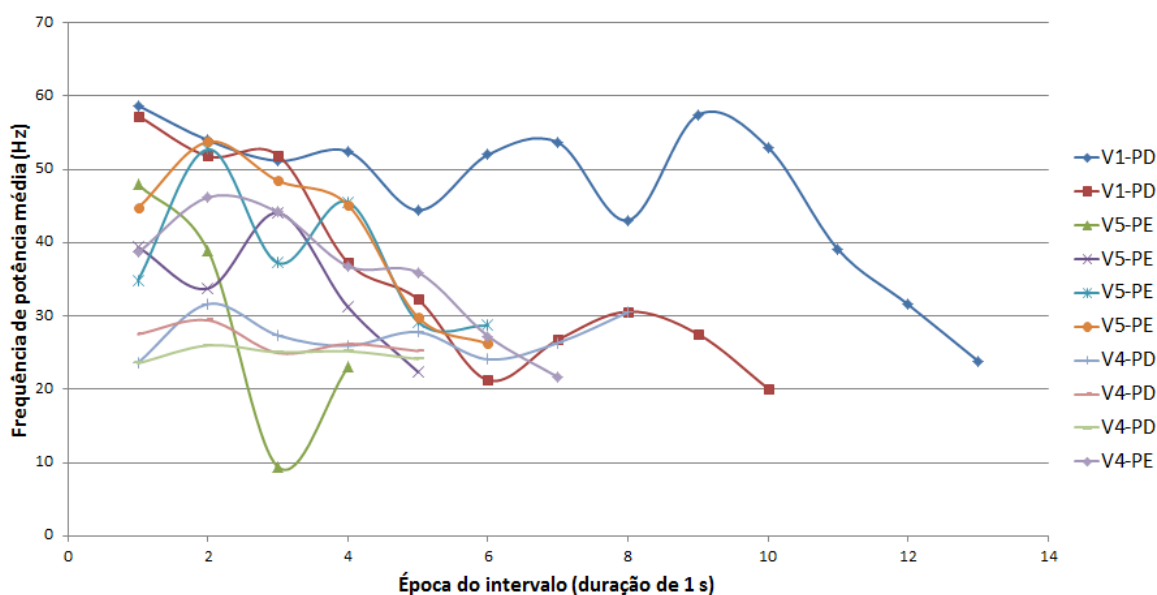


Figura 4.32 – Curvas de MPF do eixo Z do sinal de MMG sobrepostas. PD – perna direita; PE – perna esquerda.

A análise dos testes de Friedman e Wilcoxon apontou que o grupo com valores de MPF do eixo Z do sinal de MMG das duas primeiras épocas tem medianas significativamente maiores ($p = 6,29e-05$) que as medianas das duas últimas épocas. Esse resultado indica que os dados de MPF no início da estabilidade são diferentes do final da estabilidade quando o EE apresenta uma taxa de incremento superior a 2,6 V/s.

5 DISCUSSÃO

A discussão foi dividida em duas sessões. A primeira aborda as considerações relacionadas à instrumentação desenvolvida e utilizada. A segunda seção apresenta as considerações acerca dos ensaios experimentais.

5.1 INSTRUMENTAÇÃO

O sensor de MMG desenvolvido respondeu adequadamente nos ensaios com a mesa vibratória e registrou sinais vibratórios em três direções ortogonais. Nos trabalhos realizados pelo grupo de pesquisa do Prof. Dr. Nohama envolvendo MMG, até o momento, o foco dos estudos não foi a quantificação da aceleração do músculo, mas sim a prospecção de variações paramétricas da vibração ao longo do tempo. A exceção foi o estudo feito por Scheeren *et al.* (2010) sobre a caracterização de movimentos de pulso por meio de sinais de MMG, que visava identificar os movimentos em quatro direções monitorando a resposta mecanomiográfica dos músculos do antebraço.

Pesquisas realizadas por Watakabe *et al.* (2001) e Posatskiy e Chau (2011) apontaram que o emprego de microfones em vez de acelerômetros apresenta a vantagem de mitigar os efeitos de artefatos de movimento. Porém, como os voluntários com lesão medular não tiveram condição de produzir movimentos voluntários com a perna, voluntários hígidos foram orientados a não produzir movimentos indesejados e os cabos sempre foram posicionados de forma a não receberem golpes durante a realização do exercício com ou sem EENM, os sinais registrados não sofreram influência de vibrações que não as musculares de interesse. Contudo, em contrações dinâmicas, pode-se argumentar que deslocamentos mais amplos dos músculos em contração podem criar artefatos de movimento que afetem a análise de sinais de MMG, conforme Stock *et al.* (2010).

Para o músculo quadríceps femoral, Watakabe *et al.* (2003) concluíram que o sensor deveria ter uma massa inferior a 5 g, para evitar grandes distorções. O sensor construído possui, aproximadamente, 0,95 g. Portanto, está apto a registrar as vibrações desse músculo

sem distorções devidas à massa. A massa do sensor foi a mesma em todas as coletas; logo, as mesmas condições iniciais existiram para todos os voluntários. Incrementos e/ou decrementos observados nos parâmetros dos sinais de MMG quantificam variações percentuais com a mesma sensibilidade para todos os voluntários.

Músculos de pessoas com lesão medular podem apresentar diferentes níveis de atrofia. Segundo Kawakami, Abe e Fukunaga (1993), o trofismo muscular está relacionado com o ângulo de penação de fibras musculares, então, a análise da oscilação do músculo em três direções pode trazer informações importantes sobre o trofismo. Outro fator favorável ao emprego de análise modular de parâmetros triaxiais de MMG é que, apesar do sítio de colocação do sensor de MMG ter sido determinado com referência a pontos anatômicos, alguma variabilidade de posicionamento pode ocorrer e essa variabilidade pode descaracterizar o sinal. O impacto do posicionamento de sensores de MMG sobre o músculo de membro superior, para fins de classificação, mostrou-se significativo, de acordo com Alves *et al.* (2010), de modo que desvios de 1 a 2 cm do ponto de treinamento prejudicaram a exatidão da classificação do movimento. Por esse motivo, todo cuidado sempre foi tomado para se posicionar os sensores sobre o ventre dos músculos investigados.

Scheeren *et al.* (2010) pesquisaram a viabilidade de parâmetros lineares do sinal de MMG na identificação de movimentos de pulso. Alves e Chau (2008),(2009) e Xie, Zheng e Guo (2009) estudaram a classificação de atividades musculares voltadas ao chaveamento de próteses de membro superior empregando técnicas não lineares de processamento de sinais. Antonelli, Zobel e Giacomini (2009) investigaram o sinal de MMG do músculo reto femoral voltado ao controle de órteses de MMII. Apesar de que esses estudos foram feitos para o controle de próteses e órteses, o presente estudo focou na análise de viabilidade do emprego de parâmetros de MMG para controle motor durante a aplicação de EENM. Portanto, trata-se de controle de uma prótese neural que, ressalta-se, busca contornar os problemas da utilização de EMG simultaneamente à EENM.

Segundo Stylianides *et al.* (2011), a monitoração multiparamétrica é abordada em estudos para acompanhamento de sinais de pacientes de unidades críticas de hospitais como, por exemplo, uma unidade de tratamento intensivo (UTI). Apesar de não serem os mesmos ambientes de utilização, programas para monitoração e registro de sinais multipa-

ramétricos em UTIs não devem sofrer corrupção e, por isso, são bons exemplos para comparação. Goldstein *et al.* (2003) relataram um sistema de aquisição de múltiplos dados fisiológicos para unidades de tratamento intensivo. O sistema monitorava e armazenava, em CD-ROM, múltiplos sinais fisiológicos de pacientes nas UTIs. O sistema de aquisição era distribuído, utilizava equipamentos médicos comerciais (monitores de sinais Phillips Merlin) que faziam a aquisição dos dados. Em seguida, os dados eram enviados via rede local (LAN) a um servidor que os convertia em arquivos de texto e gravava-os em mídia óptica. Neste trabalho, apresenta-se um sistema de aquisição também baseado em dispositivo comercial (placa de aquisição). Contudo, os sinais adquiridos são armazenados em disco e em formato de arquivo próprio para visualização em programas de processamento de sinais específicos. Ambas as abordagens facilitam o compartilhamento dos sinais por individualizar os arquivos de coleta de dados de cada voluntário/paciente. Como não se empregou um *software* gerenciador de base de dados, os arquivos possuem o registro da identificação do voluntário e da tarefa realizada tanto internamente, nos campos do formato de dados, quanto externamente, nos nomes dos arquivos gerados.

Uma das vantagens de se desenvolver um sistema integrado de EENM com capacidade de monitoração multiparamétrica é que sinais de eletrocardiografia (ECG), pressão, espirometria e vacuometria, entre outros parâmetros, podem ser monitorados concomitantemente à aplicação dos estímulos elétricos. Alguns desses parâmetros podem sofrer influência da ou influenciar a EENM. Portanto, o sistema desenvolvido pode ser utilizado em outras pesquisas relacionadas a esses sinais.

O *software* do sistema de aquisição multiparamétrico possui quatro abas cujo emprego mostrou-se vantajoso ao longo do desenvolvimento do sistema. Uma vantagem foi que durante os ensaios com contrações isométricas um objeto gráfico mais largo para visualização dos sinais fez-se necessário e, desse modo, sem o emprego de abas haveria excesso de informações em pouco espaço de tela. Entretanto, com o emprego de abas, alguns controles e indicadores ficaram fora do campo de visão do operador, o que demandou uma redistribuição dos objetos na tela. Os protocolos dos ensaios com contrações evocadas por EENM foram desenvolvidos após as contrações voluntárias e o sistema foi comportando as novas funcionalidades, como controle da amplitude e modulação dos pulsos estimulatórios.

Em um primeiro momento, algumas informações na aba “Registro” (Figura 4.4) podem parecer desnecessárias para as tarefas biomecânicas desta tese, mas a adoção no sistema é justificada. De acordo com Penzel *et al.* (2001), a construção de bases de dados de sinais biomédicos deve levar em conta que os dados podem ser agrupados para uma investigação envolvendo mais de um grupo de pesquisa e informações sobre quem realizou a coleta do sinal e a data podem ser cruciais. Os dados e sinais adquiridos pelo sistema desenvolvido são armazenados em um arquivo de dados com o formato EDF, relatado em Kemp e Olivan (2003). O formato EDF foi concebido por pesquisadores que estudavam sinais polissonográficos para armazenamento e compartilhamento. A avaliação polissonográfica envolve monitoração multiparamétrica durante as fases do sono de pacientes. Um esquema de codificação para compartilhamento de sinais vitais e aplicações de telemedicina já foi desenvolvido por Figueredo, Nogueira-Neto e Dias (2004) empregando o formato de arquivo utilizado neste trabalho.

Um dos resultados do processo de desenvolvimento do programa de aquisição foi a criação de uma caixa de ferramentas com rotinas computacionais para determinação de parâmetros de sinal de MMG. As ferramentas desenvolvidas, alguns também se aplicam à análise de outros tipos de sinais, por exemplo, EMG e força, como observado no trabalho de Moritani, Muro e Nagata (1986).

O sistema de monitoração multiparamétrica desenvolvido neste trabalho permite a observação de vários parâmetros e a quantidade de informações pertinentes ao ensaio pode ser grande; por isso a concepção de abas foi utilizada. A adoção de um painel de controles foi uma consequência da evolução da pesquisa. No ensaio 2, por exemplo, desejou-se inspecionar o valor do ângulo e finalizar o ensaio tão logo o ângulo alcançasse um valor mínimo. Os parâmetros presentes no painel foram escolhidos com base na experimentação.

O sistema armazenou os sinais adequadamente, tanto que, na investigação posterior dos sinais, pode-se constatar que, durante o ensaio, houve falha na solda do contato de um dos eixos do sensor durante a coleta, e que passou despercebida. Por esse motivo, e de acordo com os resultados publicados por Scheeren *et al.* (2008), a análise limitou-se aos eixos (Z e Y) de investigação do sinal de MMG coletados adequadamente. Então, assumiu-se como ponto negativo a inexistência de um mecanismo para identificar desconexões do

hardware nas vias dos sinais. Para solucionar o problema, desenvolveu-se, na versão final do *software*, um mecanismo para identificar desconexões com base na média e desvio padrão do sinal registrado.

O sistema de aquisição de sinais mostrou-se útil na aquisição e no armazenamento de sinais multiparamétricos. Os sinais foram adequadamente armazenados como referência para análises posteriores, sem ter havido arquivos corrompidos pelo processo de formatação e armazenamento. O sistema foi capaz de adquirir sinais fornecidos tanto por módulos de *hardware* desenvolvidos quanto comerciais.

Como resultado do *hardware* e do *software*, nos ensaios experimentais 1 e 2, pode-se constatar que o sistema de aquisição multiparamétrico é capaz não só de adquirir múltiplos sinais do sensor de MMG desenvolvidos, mas também sinais provenientes de outros transdutores e armazená-los conjuntamente no mesmo arquivo de dados.

No ensaio 2, constatou-se que o sistema utilizado (mecanomiógrafo e EE neuromuscular operando em malha aberta) não foi capaz de minimizar o erro nas condições iniciais do ângulo. Uma alternativa seria a realização do teste com o auxílio de um dinamômetro isocinético (CRAMERI *et al.*, 2007), mas a carga decorrente do braço do dinamômetro precisaria ser compensada. Ainda assim, haveria a possibilidade do impacto da perna no final da amplitude do movimento devido à limitação mecânica imposta pela trava do equipamento. Porém, decidiu-se pela construção de um EE neuromuscular capaz de operar em malha fechada para controle do ângulo de articulações. Um equipamento como esse poderia identificar o instante em que o ângulo de término de ensaio foi atingido e encerrar a aplicação dos estímulos elétricos, evitando que a EENM continue a ser aplicada desnecessariamente. Ainda, no caso de indivíduos com lesão medular, o ajuste adequado dos parâmetros de EENM em malha fechada, para a obtenção do ângulo objetivo, pode compensar os efeitos da espasticidade que pode estar presente (GOLLEE; HUNT; WOOD, 2004).

A etapa de potência utilizada no EE neuromuscular desenvolvido foi baseada na proposta de Zagheni (1998). Em adição à proposta original, na saída, um relê de proteção foi inserido. A desconexão do paciente pode ser feita pelo *software*, abrindo o relê que funciona como uma chave controlada por tensão. O ajuste de tensão de *gate* do transistor de potência pode ser realizado pelo *software*, e não apenas por ajuste de potenciômetro interno

ao EE. Apesar de não significar uma melhoria, essa característica configura versatilidade no ajuste de tensão de *gate* de novos transistores no circuito.

No programa não existe interface para se ajustar a característica de cada pulso individualmente, como se observa nos estimuladores de Zagheni (1998) e Gaiotto *et al.* (2012), mas é possível modificar características de todos os pulsos (como largura e/ou amplitude) atribuindo o novo valor à variável correspondente durante a aplicação de EENM. Kesar, Chou e Binder-MacLeod (2008) ressaltam a importância do desenvolvimento de sistemas com capacidade de modulação em frequência durante a contração muscular para aumento do desempenho da EENM e evitar a acomodação do neurônio motor.

Com relação ao perfil estimulatório utilizado, Jailani e Tokhi (2012) apontaram que a taxa de queda na força muscular desempenhada mediante a aplicação de EENM é maior para frequências de estimulação maiores. Por isso, utilizou-se neste trabalho, frequência de burst de 50 Hz, que é uma frequência intermediária dentre as estudadas na literatura (CHOU *et al.*, 2005; KESAR; BINDER-MACLEOD, 2006). Nesta pesquisa, pulsos com período ativo de 100 μ s foram utilizados. Segundo Jailani e Tokhi (2012), larguras de pulso maiores evocam maiores forças musculares, mas não evitam a instalação da fadiga muscular. Contudo, o emprego de pulsos estimulatórios com período ativo maior podem apresentar resultados diferentes dos obtidos neste trabalho. Os potenciais disparados por estímulos bifásicos trazem mais benefício ao tecido estimulado, pois sua aplicação estabelece um equilíbrio entre carga elétrica injetada e retirada do tecido. Pulsos monofásicos apenas injetam cargas, causando um desequilíbrio de cargas o que pode ocasionar modificações na condição da pele, como vermelhidão (FARY; BRIFFA, 2011). Porém, pulsos monofásicos são mais eficientes no que concerne ao limiar de disparo demandado (MILLER *et al.*, 2001). A opção por um estimulador com pulsos monofásicos foi uma escolha de projeto, que pode ser alterada futuramente.

O emprego das duas curvas apresentadas na Figura 4.9 e na Figura 4.10 baseou-se na estratégia elaborada por Ioannou e Sun (1996), só que em vez de ganhos lineares, são aplicados ajustes polinomiais. Essa característica também é uma melhoria ao sistema desenvolvido por Zagheni (1998). Os pulsos apresentados na Figura 4.11 não se apresentaram perfeitamente quadrados porque a etapa de elevação de amplitude é baseada em transfor-

mador. O primário do transformador é composto por um indutor que responde a variações da corrente ao longo do tempo. Portanto, pulsos mais longos tendem a apresentar alguma deformidade. Uma possibilidade para contornar o problema é utilizar um transformador diferente com outras características. Não obstante, contribuições têm sido feitas ao projeto de saída de EE neuromusculares empregando transistores MOSFET de canal N, em ponte H, que possibilitam a aplicação de pulsos quadrados com duração e fase variáveis (GAIOTTO *et al.*, 2012).

Com relação ao EE desenvolvido algumas considerações podem ser traçadas com relação às suas características, sistema integrado e fadiga muscular. Bigland-Ritchie, Zijdwind e Thomas (2000) descobriram que EENM com aplicação de *doublets* (trens de pulso formados por dois pulsos) por um período de 2 min e, então, alternar para *singlets* (trens de pulsos formados por um pulso) é um padrão menos propenso a causar fadiga muscular se comparado a um trem de pulso constante. Além disso, um estudo apontou que a modulação em frequência da EENM causa menos fadiga do que a modulação por pulso (KESAR; CHOU; BINDER-MACLEOD, 2008). De um modo ou de outro, Jailani e Tokhi (2012) afirmam que é difícil controlar e aplicar esses sinais em malha fechada, alegando que sistemas de EENM com essa capacidade são difíceis de encontrar, sendo que os EE convencionais possibilitam apenas modulação em largura de pulso constante.

O novo sistema integrado proposto nesta tese permite que vários parâmetros sejam modificados enquanto o EE está em operação. É possível elevar a amplitude dos pulsos monofásicos, modificar a duração do pulso, frequência de *bursts*, programar *bursts* com *singlets* e *doublets*. Parâmetros mecanomiográficos, como a MPF, o RMS e o ZC, podem ser utilizados para modular a quantidade de pulsos que fazem parte do trem de pulsos e, desse modo, modificar um padrão de estímulo na iminência da queda de desempenho muscular.

5.2 ENSAIOS EXPERIMENTAIS

Os ensaios experimentais realizados foram executados em sequência visando à identificação de parâmetros de MMG a serem utilizados em um sistema de controle de EENM, em malha fechada, para estabilidade angular.

Para o estudo dos resultados dos ensaios, a escolha da duração da época de análise (1 s) foi feita com base em alguns critérios. Pesquisadores já utilizaram essa duração (YOSHITAKE *et al.*, 2005; MADELEINE *et al.*, 2006; SØGAARD; ORIZIO; SØGAARD, 2006), apesar de outras durações também terem sido relatadas na literatura (ALVES; CHAU, 2008). Porém, o sistema proposto nesta pesquisa opera com frequência de aquisição de 1 kHz. Desse modo, o intervalo entre amostras é de, aproximadamente, 1 ms para todos os sinais. Com isso, a comparação entre sinais é facilitada. Outro fator é que sinais com épocas maiores começam a apresentar comportamentos não estacionários, como Merletti e Knaflitz (1992) encontraram para a EMG. Nesses casos, a análise de parâmetros espectrais, como a MPF, pode ficar comprometida.

Assumiu-se que uma extensão artificialmente evocada, que almeja um ângulo objetivo fixo, envolve um período em que há relativa estabilidade na sustentação da perna. Portanto, o ensaio 1 analisou a resposta do sinal de MMG durante contrações isométricas voluntárias, isto é, sem oscilação do ângulo articular. Os resultados obtidos indicaram que o parâmetro ZC forneceu valores diferentes entre o “Início de 70% de MCV” e o final da contração. Especificamente, os valores de ZC do sinal de MMG não apresentaram diferença estatística significativa entre “Início de 70% de MCV” e “Final de 70% de MCV” (Figura 4.17), que são os extremos da sustentação do platô de força. Não houve significativa variação na força e no ângulo, mas o parâmetro apresentou valores diferentes no início e no final da contração em 70% de MCV.

O valor de RMS do sinal de EMG observado na Figura 4.18 apresentou diferença estatística entre Início de 70% de MCV e os instantes finais da contração. Observou-se que os valores apresentaram tendência de redução do valor. Moritani, Muro e Nagata (1986) já haviam observado que o RMS de EMG diminui com em contrações de bíceps braquial sus-

tentadas em MCV, mas que aumenta em 50% de MCV. O mesmo foi apontado por outros pesquisadores para 50% de MCV (KIMURA *et al.*, 2004). Portanto, a intensidade de força é um dos fatores determinantes desse comportamento. A diminuição da amplitude RMS de EMG em 70% da MCV poderia estar atrelada ao emprego de eletrodos bipolares com distância entre eletrodos maior que a largura do sensor de MMG (2 cm entre centro dos eletrodos) (MERLETTI; DI TORINO, 1999).

O ZC de MMG está relacionado à frequência fundamental do espectro do sinal. Com o decréscimo de seu valor, juntamente com a diminuição da frequência de pico (Figura 4.19), pode-se argumentar que esteja ocorrendo um deslocamento das componentes espectrais para a região das baixas frequências. Além disso, o RMS do sinal de EMG apresentou redução na amplitude, o que implica em variações na taxa de disparo e/ou no recrutamento das unidades motoras ativas, como apontado por Farina, Merletti e Enoka (2004). Já que o protocolo executado envolve contrações extenuantes, uma possível explicação para as variações encontradas é a instalação da fadiga muscular localizada, pois ZC de EMG, indicada na Figura 4.21, também mostra uma tendência de deslocamento para baixas frequências do espectro de EMG, e tal compressão está condizente com o apontado por Merletti *et al.* (1985).

Outro parâmetro investigado, o módulo da frequência de pico de MMG apresentou diferenças com relação ao “Início de 70% da MCV” somente com “50% da MCV”. Portanto, em contrações isométricas de membro superior, ZC de MMG apresentou mais diferenças estatísticas durante a contração do que a frequência de pico, mas não discriminaram diferenças em um mesmo nível de força isométrica. Como as contrações alvo do sistema integrado proposto nesta tese ocorrem com lesados medulares e com EENM e, ainda, lembrando-se que foram encontradas limitações à aplicação da EENM junto com a EMG, pode-se levantar a hipótese de que ZC de MMG apresente variações significativas durante a manutenção do ângulo com contrações isométricas evocadas por EENM. O módulo dos valores RMS de MMG apresentaram diferença estatística entre o início e o final de 70% de MCV. Isso implica que a combinação das informações vibracionais de cada eixo ortogonal, aparentemente para o número de voluntários investigado, possui maior poder para discriminar instantes diferentes de uma contração isométrica com sustentação de nível de força do

que cada eixo individualmente. Já ZC, de EMG, não apresentou diferenças estatísticas entre as épocas de interesse, mas mostrou uma leve queda no seu valor, também observada por Khosravani, Maleki e Fallah (2012).

A partir dos resultados do ensaio experimental 2, verificou-se que o ângulo (máximo) de extensão inicial, dificilmente, estabilizou-se em 40°, conforme indicado na Figura 4.22 e na Figura 4.23. A variabilidade observada nos sinais de ângulo está relacionada à variabilidade inerente da condição neuromuscular de cada voluntário, pois os hígidos podem, involuntariamente, interferir na extensão evocada por EENM, visto que possuem comunicação intacta do SNC com o sistema neuromuscular. Porém, isso não ocorreu com os indivíduos com lesão medular e, exceto pela duração da contração ter sido diferente para um voluntário (Figura 4.23), a taxa de queda na extensão (isto é, aumento no valor do ângulo) foi similar.

Os resultados da comparação entre os grupos, apresentados nas Figuras 4.24 a 4.27, possibilita uma constatação intrigante. Nenhum parâmetro de MMG triaxial apontou diferenças estatísticas significativas entre grupos para indivíduos hígidos, mas o parâmetro RMS do eixo Y de MMG indicou diferença entre o Grupo 1 e o Grupo 3 para os voluntários com lesão medular. Apesar disso, considerou-se que os resultados obtidos com os parâmetros de MMG, para as épocas escolhidas e normalizadas pelo Grupo 1, não apresentaram variação tão proeminente que justificasse o seu emprego para apontar diferenças entre o começo da contração evocada por EENM e o momento em que o músculo apresentou fadiga muscular. Ressalta-se que Krueger-Beck *et al.* (2010b) realizaram um ensaio similar, só que com épocas de análise diferentes e encontraram tendências de queda na MPF ao longo da extensão. Conforme apresentado nos resultados, tal resultado não foi observado com o aumento no número de épocas consecutivas.

O ensaio experimental 3 serviu para demonstrar a operação do sistema de controle em uma contração duradoura sustentada por EENM. Segundo Chou *et al.* (2005), a força produzida pelos músculos estimulados deve ser igual ou exceder a resistência apresentada para manter a sua postura ou produzir um movimento, respectivamente. Os resultados indicam que o EE neuromuscular em malha fechada desenvolvido conseguiu sustentar a perna com o ângulo oscilando em torno do valor objetivo, em um regime de relativa estabili-

dade. A malha fechada desenvolvida por Silva (2002) possibilitou o ajuste da extensão de membro inferior de lesado medular seguindo regras de sistema especialista e o ângulo também apresentou oscilações em torno do ângulo objetivo. Apesar do modelo utilizado em Simulink para a validação da estratégia de controle do ângulo ter uma entrada denominada fadiga, o sistema não possuía a monitoração de variáveis relacionadas a essa condição. Os degraus obtidos como resultado do ensaio são semelhantes ao relatado por Catunda *et al.* (2012) para membro superior.

Neste trabalho optou-se pelo emprego de um controlador PI. O sistema neuromuscular que foi modelado possui um componente de atraso (e^{-st}). Controladores convencionais podem não controlar uma planta efetivamente se o tempo t do atraso em questão for muito grande (MEINSMA; ZWART, 2000) demandando técnicas de controle mais sofisticadas. A razão entre o atraso e a efetiva constante de tempo do sistema é um fator que pode não recomendar o emprego de um componente derivativo. Entretanto, Åström e Hägglund (2004) identificaram que a componente derivativa é benéfica no desempenho do controlador se a razão entre o atraso e a efetiva constante de tempo do sistema não for muito grande, como no caso de alguns voluntários com lesão medular que participaram desta pesquisa. Portanto, um sistema com controlador PID também pode obter resultados positivos nos ensaios realizados neste trabalho.

Após estudos prévios, duas possibilidades de investigação inicial foram identificadas visando à análise de viabilidade do emprego de sinais de MMG em sistemas de EENM com controle realimentado. A primeira é a monitoração de MMG durante a manutenção de controle estável, isto é, com pequenas variações no ângulo objetivo, descartando-se os instantes de instabilidade. A segunda possibilidade é o acompanhamento de parâmetros mecanomiográficos a partir do momento de início de EENM até o término da sessão, incluindo os instantes de instabilidade. Como o ensaio 2 apontou que a MMG não apresentou um bom desempenho com grandes variações de ângulo, no ensaio 4, apenas a primeira opção de investigação foi realizada.

No ensaio experimental 4, os tempos de sustentação da extensão com estabilidade angular foram mais curtos que os obtidos para o experimento 3. Isso pode ter ocorrido por dois motivos: ajuste inadequado do modelo de músculo ou condicionamento muscular ina-

dequado dos voluntários. Dois argumentos são levantados nesse quesito. O primeiro argumento é que os voluntários não receberam treinamento prévio. O voluntário V3 não apresentou resposta à EENM semelhante aos demais voluntários. Pode-se levantar a hipótese de que V3 necessite de treinamento para novas sessões de EENM ou necessite de incremento na duração do pulso estimulatório de modo a causar contrações mais fortes. O segundo argumento é que apenas um canal de estimulação foi empregado. Com estratégias de controle mais elaboradas, envolvendo a combinação de saídas estimulatórias de mais de um canal aplicada a grupos musculares agonistas e antagonistas pode facilitar a estabilização do ângulo, aumentando a impedância articular, como o simulado por Bó (2012). O uso de mais de um canal estimulatório poderia melhorar a estabilidade angular nos ensaios realizados. Apesar do sistema integrado desenvolvido permitir o emprego de até dois canais de estimulação, apenas um foi utilizado no controle angular. Brandell (1982) desenvolveu um EE de seis canais controlado por quatro contatos mecânicos. Portas lógicas estabeleciam um padrão fixo de ativação dos músculos sem possibilidade de adaptação à velocidade da marcha. Brandell sugeriu o prazo de duas semanas para o paciente se adaptar ao sistema e melhorar o padrão de sua marcha. Essa, provavelmente, tenha sido a limitação da presente pesquisa. Não foi possível realizar um protocolo de longo prazo com os voluntários da pesquisa de forma a se preparar adequadamente a musculatura de todos visando um melhor desempenho do sistema de EENM.

Apesar de que os voluntários não receberam treinamento, a Tabela 4.2 informa que, independentemente do ângulo de repouso, de onde partiu a extensão, a resposta média do ângulo tendeu ao objetivo configurado, indicando que o controlador atuou corretamente. Ressalva-se que as estabilidades foram obtidas em sequência para cada voluntário exceto a extensão da última linha da tabela.

Apesar de que não foi incorporada à estratégia de controle, a variável mecanomiográfica MPF, que está relacionada à taxa de ativação das unidades motoras (BICHLER, 2000), foi investigada e sua variabilidade significativa entre o início e o fim da estabilidade angular, no controle em malha fechada, pode representar uma característica a ser explorada em estratégias de controle motor evocadas por EENM. Como exemplo, as variações da MPF do eixo Z de MMG, se atingirem determinado valor durante o período de estabilidade

com relação ao início do período, podem determinar a redução/aumento na taxa de integração de forma retardar/acelerar o processo de integração do erro e acelerar/diminuir o recrutamento de novas unidades motoras.

6 CONCLUSÕES

O presente estudo investigou a viabilidade do emprego da mecanomiografia em estratégias de controle de estimuladores elétricos neuromusculares capazes de operar em malha fechada. Uma sequência de estudos investigou a capacidade da mecanomiografia em apontar alterações da condição muscular, como fadiga muscular e adaptação neuronal. Os resultados do primeiro ensaio, para contrações isométricas, do segundo ensaio, para contrações em cadeia aberta, bem como do terceiro ensaio, para a validação da técnica de controle, serviram de base para a análise da mecanomiografia em situação de controle angular mediante a aplicação de estimulação elétrica neuromuscular, alcançada no quarto ensaio.

Dentro do escopo do sistema desenvolvido e dos resultados experimentais obtidos, as seguintes conclusões foram identificadas:

(i) o parâmetro temporal ZC dos eixos Z e Y do sinal de MMG pode ser utilizado na análise da condição muscular em contração isométrica submáxima fatigante, pois os resultados apontaram que o parâmetro sofre variações significativas entre o início e o fim da contração;

(ii) o parâmetro RMS de sinal de MMG triaxial (eixo Y) apresentou diferença estatística entre o início e o final da contração em cadeia aberta para indivíduo com lesão medular;

(iii) o sistema integrado de instrumentação virtual desenvolvido é capaz de adquirir e monitorizar parâmetros de MMG, ângulo, entre outros, e aplicar EENM simultaneamente. A configuração de conexão empregada funcionou sem prejuízo de corrupção de arquivos de sinais;

(iv) em pessoas com lesão medular o parâmetro MPF do eixo Z do sinal de MMG apresentou variações com diferença estatística significativa entre o início e o final do período de estabilidade durante taxas de incremento de amplitude da EENM superiores a 2,6 V/s. Portanto, sob essas condições, esse parâmetro possui viabilidade de emprego em estratégias de controle de um EE neuromuscular para indicar que uma contração mais vigorosa que o necessário está para ocorrer;

(v) por fim, conclui-se pela viabilidade do emprego de MMG no controle motor artificial em lesados medulares empregando EENM.

6.1 CONTRIBUIÇÕES DESTA PESQUISA

Algumas aplicações clínicas do sistema integrado podem ser previstas. Clínicas de fisioterapia podem utilizar o sistema integrado de EENM para submeter lesados medulares a sessões de reabilitação, por exemplo, para realizar contrações artificialmente evocadas com amplitude de movimento em cadeia aberta, não resistidas, com o ângulo inicial controlado e, ainda, monitorando simultaneamente parâmetros de MMG. Esses parâmetros de MMG poderão fornecer informações com relação à qualidade da contração muscular, visto que parâmetros de amplitude do sinal de MMG já foram relacionados a variações na rigidez muscular como resultado do alongamento (MAREK *et al.*, 2005) e parâmetros espectrais fornecem informações sobre a taxa de ativação das unidades motoras musculares (BICHLER, 2000). Caso o movimento requeira controle de objetivos de ângulo entre a posição de repouso e a extensão completa de uma articulação, o controlador do EE gera estímulos compensatórios que fazem com que o ângulo seja atingido, eliminando a subjetividade de um eventual controle em malha aberta.

Contribuições tecnológicas também foram obtidas. Um sistema multiparamétrico capaz de registrar a aceleração muscular em mais de uma direção foi desenvolvido e inserido em um sistema de aquisição de sinais multiparamétrico. A instrumentação desenvolvida configura-se como uma plataforma integrada de aquisição e geração de sinais, com operação simultânea, para monitorizar sinais durante a aplicação de EENM. Uma malha de controle proporcional-integral (PI) foi incorporada ao EE neuromuscular de modo que vários parâmetros calculados a partir dos sinais monitorizados, especialmente os de MMG, podem ser incorporados na malha de controle. Portanto, o sistema possibilita realizar estudos sobre controle adaptativo empregando sinais de MMG triaxiais.

A contribuição científica deste trabalho foi a identificação da viabilidade do emprego da mecanomiografia (MMG) em estratégias de controle motor artificial. Particularmente, nesta tese, dependendo da taxa de incremento da amplitude dos estímulos, o parâmetro espectral frequência média de potência (MPF) apresentou variações entre o início e o fim de uma contração com ângulo articular relativamente estável e essas variações podem alterar ou compensar o ajuste de parâmetros de controle direta ou indiretamente.

6.2 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros, propõe-se:

(i) a realização de uma maior investigação sobre a variação de parâmetros de MMG durante a aplicação de EENM e controle de ângulo articular. E, para isso, há necessidade de aumentar o número de voluntários da pesquisa. Sugere-se a análise dos sinais de MMG com diferentes taxas de incremento de amplitude de EENM, isto é, utilizar rampas com inclinações diferentes;

(ii) o presente estudo analisou a viabilidade do emprego de parâmetros de MMG em estratégias de controle motor, contudo, não foi experimentada a integração do parâmetro de MPF do sinal de MMG ao controlador. Em um estudo, poder-se-ia aplicar a corrente estimulatória ao músculo e, simultaneamente, monitorar parâmetros espectrais de MMG, permitindo que variações do parâmetro interfiram nas constantes do controlador ou no modelo de músculo, conforme o equacionamento apresentado neste trabalho;

(iii) os ensaios foram realizados com indivíduos sem treinamento. Seria importante realizar um estudo longitudinal com um grupo de voluntários treinados. O treinamento poderia ocasionar uma padronização na resposta de MMG dos voluntários mediante a EENM;

(iv) com relação ao ensaio 2, a utilização de um sistema de controle do EE desenvolvido pode garantir um valor de ângulo inicial igual (mediante controle em malha fechada) para todos os voluntários. Desse modo, a determinação de perfis estimulatórios mais eficazes seria favorecida com a eliminação da variabilidade inicial observada no ensaio 2;

(v) nos ensaios com o sistema integrado, apenas MPF de MMG foi investigada e apresentou diferenças estatísticas. A investigação de outros parâmetros espectrais como a curtose do espectro também poderia apresentar resultados significativos;

(vi) o processamento não linear de sinais não foi abordado nesta tese. Algoritmos utilizando transformadas *wavelet* poderiam ser incorporados ao sistema. Pesquisas poderiam investigar bandas de frequência importantes do espectro de MMG conforme sinalizado preliminarmente em estudo submetido recentemente ao 10th IASTED *International Conference on Biomedical Engineering* (BioMed 2013). O emprego de técnicas de processamento não linear é fundamental para a determinação do real comportamento do sinal de MMG durante contrações musculares com grande variação angular;

(vii) nos estudos realizados nesta tese, somente um sensor de MMG foi utilizado e colocado sobre o ventre do músculo reto femoral. Outros músculos como o vasto medial e o vasto lateral poderiam trazer informações importantes com relação à extensão do joelho evocada por EENM aplicada ao quadríceps femoral;

(viii) um perfil estimulatório com 100 μ s de largura de pulso foi empregado (em detrimento, por exemplo, de 500 μ s) por se assumir que o controlador deveria apresentar maior faixa de amplitude de atuação. Outros períodos ativos de pulso podem ser empregados, em consonância com os protocolos já aplicados e publicados no decorrer dessa pesquisa;

(ix) a frequência de *bursts* foi mantida constante ao longo das contrações evocadas por EENM. Seria interessante realizar estudos com a aplicação de frequências de *burst* variáveis, pois, segundo Kesar *et al.* (2010) frequências variáveis melhoram o desempenho muscular, fato parcialmente verificado em protocolos também aplicados e publicados, na busca de melhores perfis estimulatórios;

(x) somente um canal de estimulação foi utilizado. O emprego de mais de um canal possibilitaria, por exemplo, a contração de músculos agonistas e antagonistas, simultaneamente. A estabilidade angular seria favorecida com o controle da impedância articular, segundo Bó (2012). Além disso, o mínimo de dois canais estimulatórios é necessário para se deixar um voluntário com lesão medular em pé;

(xi) o desenvolvimento de um sensor integrado baseado em acelerômetros que forneça a aceleração do segmento de membro ao qual ele está instalado e também o seu sinal de MMG;

(xii) o sistema integrado desenvolvido poderia ser ajustado para monitorização de abalos musculares evocados por estímulos elétricos. O estudo da resposta de MMG triaxial em fibras musculares isoladas de animais poderia ser realizado. Alternativamente, o mesmo protocolo poderia ser testado para músculos intactos de membros de lesados medulares e hípidos;

(xiii) com o intuito de reduzir a quantidade de fios e instrumentação conectada ao voluntário, métodos de processamento de imagem poderiam ser utilizados para extração de informações angulares dos voluntários. Um exemplo, utilizando tecnologia atual, seria o emprego de dispositivos como o Microsoft Kinect integrado ao sistema;

(xiv) realizar os ensaios com ângulos com faixa de extensão maiores.

6.3 COMENTÁRIOS FINAIS

Um problema enfrentado em pesquisas como a apresentada neste trabalho, é a dificuldade para angariar voluntários. O deslocamento até o local de ensaio fica por conta dos próprios voluntários que, muitas vezes, vêm de transporte coletivo público ou ficam dependentes do auxílio de terceiros. No início da pesquisa, a preparação dos voluntários e o levantamento dos parâmetros biomecânicos para a determinação dos modelos de músculo tomavam tempo. Devido ao tempo e deslocamento necessários, alguns voluntários desistiam e abandonavam a pesquisa. Essa dificuldade motivou o aperfeiçoamento dos programas e rotinas de teste de modo a reduzir o tempo de espera, por exemplo, que inicialmente era necessário para a determinação de parâmetros do modelo.

REFERÊNCIAS

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**, v. 5, n. 1, p.12-22, 1997.

ADAMS, M. M.; HICKS, A. L. Spasticity after spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 43, n. 10, p.577-586, 2005.

AKATAKI, K.; MITA, K.; ITOH, Y. Relationship between mechanomyogram and force during voluntary contractions reinvestigated using spectral decomposition. **European Journal of Applied Physiology**, v. 80, n. 3, p.173-179, 1999.

AKATAKI, K. *et al.* Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v. 84, n. 1, p.19-25, 2001.

ALTRINGHAM, J. D.; JOHNSTON, I. A. Effects of phosphate on the contractile properties of fast and slow muscle fibres from an Antarctic fish. **Journal of Physiology (London)**, v. 368, p.491-500, 1985.

ALVES, N.; CHAU, T. Stationarity distributions of mechanomyogram signals from isometric contractions of extrinsic hand muscles during functional grasping. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 3, p.509-515, 2008.

_____. Uncovering patterns of forearm muscle activity using multi-channel mechanomyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 5, p.777-786, 2009.

ALVES, N. *et al.* The effect of accelerometer location on the classification of single-site forearm mechanomyograms. **BioMedical Engineering OnLine**, v. 9, n. 1, p.1-14, 2010.

AMM. Declaração de Helsinque. **Associação Médica Mundial**, v., 2008.

ANDO, S. *et al.* Application of tilt sensors for restoration of gait with functional electrical stimulation in stroke patients. In: ANNUAL CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION SOCIETY, 1999, Sendai. **Anais...** Sendai: 1999. p. 69-72.

ANTONELLI, M. G.; ZOBEL, P. B.; GIACOMIN, J. Use of MMG signals for the control of powered orthotic devices: development of a rectus femoris measurement protocol. **Assistive Technology**, v. 21, n. 1, p.1-12, 2009.

ARANTES, R. F. **Investigação de sensores para uso no controle da locomoção de tetra/paraplégicos com estimulação elétrica neuromuscular**. 1993. 186 f. dissertation (Master) - Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas, 1993.

ARCHER, A. A. *et al.* Propagation direction of natural mechanical oscillations in the biceps brachii muscle during voluntary contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n. 1, p.51-59, 2011.

ARENDT-NIELSEN, L.; MILLS, K. R.; FORSTER, A. Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. **Muscle & Nerve**, v. 12, n. 6, p.493-497, 2004.

ÅSTRÖM, K. J.; HÄGGLUND, T. Revisiting the Ziegler–Nichols step response method for PID control. **Journal of Process Control**, v. 14, n. 6, p.635-650, 2004.

BARRY, D. T.; GEIRINGER, S. R.; BALL, R. D. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. **Muscle & Nerve**, v. 8, n. 3, p.189-194, 1985.

BERNARDI, M. *et al.* Force generation performance and motor unit recruitment strategy in muscles of contralateral limbs. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 2, p.121-130, 1999.

BICHLER, E. Mechanomyograms recorded during evoked contractions of single motor units in the rat medial gastrocnemius muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v. 83, n. 4, p.310-319, 2000.

BIGLAND-RITCHIE, B.; DONOVAN, E. F.; ROUSSOS, C. S. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. **Journal of Applied Physiology**, v. 51, n. 5, p.1300-1305, 1981.

BIGLAND-RITCHIE, B.; ZIJDEWIND, I.; THOMAS, C. K. Muscle fatigue induced by stimulation with and without doublets. **Muscle & Nerve**, v. 23, n. 9, p.1348-1355, 2000.

BÓ, A. P. Simultaneous motion and impedance joint control using electrical stimulation. In: XXIII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2012, Porto de Galinhas. **Anais...** Porto de Galinhas: 2012. p. 622-626.

BRANDELL, B. R. Development of a universal control unit for functional electrical stimulation (FES). **American Journal of Physical Medicine**, v. 61, n. 6, p.279-301, 1982.

BREEN, P. P. *et al.* A system for the delivery of programmable, adaptive stimulation intensity envelopes for drop foot correction applications. **Medical Engineering & Physics**, v. 28, n. 2, p.177-186, 2006.

BROZOVICH, F. V.; POLLACK, G. H. Muscle contraction generates discrete sound bursts. **Biophysical Journal**, v. 41, n. 1, p.35-40, 1983.

CATUNDA, J. M. *et al.* Estimulação elétrica neuromuscular com controle proporcional integrativo derivativo. In: XXIII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2012, Porto de Galinhas. **Anais...** Porto de Galinhas: 2012. p. 653-655.

CHALLIS, R. E.; KITNEY, R. I. Biomedical signal processing (in four parts) part III the power spectrum and coherence function. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 29, n. 3, p.225-241, 1991.

CHANG, G.-C. *et al.* A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 5, n. 1, p.2-11, 1997.

CHEN, Y.-L. *et al.* The development of a closed-loop controlled functional electrical stimulation (FES) in gait training. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 25, n. 2, p.41-48, 2001.

CHOU, L.-W. *et al.* Predicting optimal electrical stimulation for repetitive human muscle activation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 3, p.300-309, 2005.

CIRSTEA, M. *et al.* **Neural and fuzzy logic control of drives and power systems**. Oxford: Newnes, 2002. 399 p.

CLAUSER, C. E.; MCCONVILLE, J. T.; YOUNG, J. W. **Weight, volume and center of mass of segments of the human body**. Wright-Patterson Air Force Base. 1969.

COBURN, J. W. *et al.* Mechanomyographic and electromyographic responses of the vastus medialis muscle during isometric and concentric muscle actions. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 2, p.412-420, 2005.

COSTA, P. *et al.* Quality of life in spinal cord injury patients with urinary difficulties. **European Urology**, v. 39, n. 1, p.107-113, 2001.

CRAMERI, R. M. *et al.* Myofibre damage in human skeletal muscle: effects of electrical stimulation versus voluntary contraction. **The Journal of Physiology**, v. 583, n. 1, p.365-380, 2007.

CURTIN, N. A.; EDMAN, K. A. Force-velocity relation for frog muscle fibres: effects of moderate fatigue and of intracellular acidification. **Journal of Physiology (London)**, v. 475, n. 3, p.483-494, 1994.

DALTON, P. A.; STOKES, M. J. Frequency of acoustic myography during isometric contraction of fresh and fatigued muscle and during dynamic contractions. **Muscle & Nerve**, v. 16, n. 3, p.255-261, 1993.

DALYAN, M.; SHERMAN, A.; CARDENAS, D. D. Factors associated with contractures in acute spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 36, n. 6, p.405-408, 1998.

DAVIS, R. Twenty-eight years of clinical experience with implantable neuroprostheses for various applications. **Artificial Organs**, v. 26, n. 3, p.280-283, 2002.

DAVOODI, R.; BROWN, I. E.; LOEB, G. E. Advanced modeling environment for developing and testing FES control systems. **Medical Engineering & Physics**, v. 25, n. 1, p.3-9, 2003.

DEMIREL, G. *et al.* Osteoporosis after spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 36, n. 12, p.822-825, 1998.

DER WIEL, A. B. *et al.* Common chronic diseases and general impairments as determinants of walking disability in the oldest-old population. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 50, n. 8, p.1405-1410, 2002.

DEVASAHAYAM, S. R. **Signals and systems in biomedical engineering: signal processing and physiological systems modeling**. Springer, 2000. 352 p.

DOLAN, M. J.; ANDREWS, B. J.; VELTINK, P. H. Switching curve controller for FES-assisted standing up and sitting down. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 6, n. 2, p.167-171, 1998.

DURAND, D. M. Electric stimulation of excitable tissue. In: BRONZINO, JOSEPH D. (Org). **The Biomedical Engineering Handbook**. 3. ed. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. cap. 28.

DURFEE, W. K.; PALMER, K. I. Estimation of force-activation, force-length, and force-velocity properties in isolated, electrically stimulated muscle. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 41, n. 3, p.205-216, 1994.

EBERSOLE, K. T.; O'CONNOR, K. M.; WIER, A. P. Mechanomyographic and electromyographic responses to repeated concentric muscle actions of the quadriceps femoris. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, n. 2, p.149-157, 2006.

ESPOSITO, F.; ORIZIO, C.; VEICSTEINAS, A. Electromyogram and mechanomyogram changes in fresh and fatigued muscle during sustained contraction in men. **European Journal of Applied Physiology**, v. 78, n. 6, p.494-501, 1998.

EVETOVICH, T. K. *et al.* Mechanomyographic responses to concentric isokinetic muscle contractions. **European Journal of Applied Physiology**, v. 75, n. 2, p.166-169, 1997.

FALLER, L. **Mecanomiografia como técnica de detecção de fadiga muscular durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular (EENM)**. 2007. 100 f. Dissertação (mestrado) - PUCPR, Curitiba, 2007.

FALLER, L. *et al.* Avaliação da fadiga muscular pela mecanomiografia durante a aplicação de um protocolo de EENM. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 13, n. 5, p.422-429, 2009.

FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 4, p.1486-1495, 2004.

FARY, R. E.; BRIFFA, N. K. Monophasic electrical stimulation produces high rates of adverse skin reactions in healthy subjects. **Physiotherapy Theory and Practice**, v. 27, n. 3, p.246-251, 2011.

FAUSETT, L. **Fundamentals of neural networks: architectures, algorithms, and applications**. New Jersey: Prentice-Hall, 1994. 461 p.

FERRARIN, M. *et al.* An experimental PID controller for knee movement restoration with closed-loop FES system. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 1996, Amsterdam. **Anais...** Amsterdam: 1996. p. 453-454.

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

FIGUEREDO, M. V. M.; NOGUEIRA-NETO, G. N.; DIAS, J. S. A codification scheme for vital signals exchange and telemedicine applications using EDF+ and XML standards. In: MEDITERRANEAN CONFERENCE ON MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING OF THE IFMBE, 2004, Napoles. **Anais...** Napoles: 2004. p. 1-6.

FISHER, L. E. *et al.* Standing after spinal cord injury with four-contact nerve-cuff electrodes for quadriceps stimulation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 16, n. 5, p.473-478, 2008.

FITTS, R. H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. **Physiological Reviews**, v. 74, n. 1, p.49-94, 1994.

FOGGIATO, A.; FOGGIATO, M. N.; NOHAMA, P. Sistema computadorizado de estimulação elétrica neuromuscular empregando controle eletrogoniométrico. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2000, Florianópolis. **Anais...** Florianópolis: 2000. p. 544-549.

FRANGIONI, J. V. *et al.* The mechanism of low-frequency sound production in muscle. **Biophysical Journal**, v. 51, n. 5, p.775-783, 1987.

FREY-RINDOVA, P. *et al.* Bone mineral density in upper and lower extremities during 12 months after spinal cord injury measured by peripheral quantitative computed tomography. **Spinal Cord**, v. 38, n. 1, p.26-32, 2000.

FUJITA, K. *et al.* Stimulus adjustment protocol for FES-induced standing in paraplegia using percutaneous intramuscular electrodes. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 3, n. 4, p.360-366, 1995.

GAIOTTO, M. C. *et al.* Uma contribuição ao projeto de saída de estimuladores elétricos neuromusculares bifásicos. In: XXIII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2012, Porto de Galinhas. **Anais...** Porto de Galinhas: Adaltech, 2012. p. 670-674.

GARDNER, E. D.; GRAY, D. J.; O'RAHILLY, R. **Anatomia Estudo regional do corpo humano**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1978.

GEERTS, W. H. *et al.* A prospective study of venous thromboembolism after major trauma. **The New England Journal of Medicine**, v. 331, n. 24, p.1601-1606, 1994.

GODKE, F. **Sistemas dinâmicos para evitar úlceras de pressão**. 2002. dissertação (MSc) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2002.

GOLDSTEIN, B. *et al.* Physiologic data acquisition system and database for the study of disease dynamics in the intensive care unit*. **Critical Care Medicine**, v. 31, n. 2, p.433-441, 2003.

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**, v. 12, n. 1, p.73-80, 2004.

GOLLIDAY, C. L. **Toward development of biped locomotion controls: planar motion control of the kneeless biped standing and walking gaits**. 1975. 389 f. thesis (PhD) - Ohio State University, Columbus, 1975.

GUIRAUD, D. *et al.* Modelling of the human paralysed lower limb under FES. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS & AUTOMATION, 2003, Taipei, Taiwan. **Anais...** Taipei, Taiwan: IEEE, 2003. p. 2218-2223.

HANSEN, M. *et al.* Real time foot drop correction using machine learning and natural sensors. **Neuromodulation**, v. 5, n. 1, p.41-53, 2002.

HARVEY, L. **Management of spinal cord injuries a guide for physiotherapists**. Philadelphia: Elsevier, 2008.

HERDA, T. J. *et al.* A noninvasive, log-transform method for fiber type discrimination using mechanomyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 5, p.787-794, 2010.

HILL, A. V. The dynamic constants of human muscle. **Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences**, v. 128, n. 852, p.263-274, 1940.

HUNT, K. J.; MUNIH, M.; DONALDSON, N. N. Feedback control of unsupported standing in paraplegia--part I: optimal control approach. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 5, n. 4, p.331-340, 1997.

IBGE. INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Censo demográfico 2000. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/20122002censo.shtm>. Acesso em: 21 jan. 2006.

_____. INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Censo demográfico 2010. Disponível em: <http://www.censo2010.ibge.gov.br/apps/mapa/>. Acesso em: 05 jan. 2013.

INBAR, G. F. *et al.* Monitoring surface EMG spectral changes by the zero crossing rate. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 24, n. 1, p.10-18, 1986.

IOANNOU, P. A.; SUN, J. **Robust adaptive control**. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1996.

IONESCU, C.; DE KEYSER, R. Adaptive closed-loop control strategy for paralyzed skeletal muscles. In: PROCEEDINGS DE ALGO, 2005, **Anais...** 2005.

ISAKOV, E.; MIZRAHI, J.; NAJENSON, T. Biomechanical and physiological evaluation of FES-activated paraplegic patients. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 23, n. 3, p.9-19, 1986.

ISO. **INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ISO 2041: vibrations and shock - vocabulary**. Genebra. 1990.

JAEGER, R. J.; YARKONY, G. M.; SMITH, R. M. Standing the spinal cord injured patient by electrical stimulation: refinement of a protocol for clinical use. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 36, n. 7, p.720-728, 1989.

JAILANI, R.; TOKHI, M. O. The effect of functional electrical stimulation (FES) on paraplegic muscle fatigue. In: IEEE 8TH INTERNATIONAL COLLOQUIUM ON SIGNAL PROCESSING AND ITS APPLICATIONS (CSPA), 2012, Shah Alam, Selangor, Malaysia. **Anais...** Shah Alam, Selangor, Malaysia: IEEE, 2012. p. 500-504.

JEFFREY ARMSTRONG, W. *et al.* Reliability of mechanomyography and triaxial accelerometry in the assessment of balance. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 4, p.726-731, 2010.

JOHANSSON, R.; MAGNUSSON, M. Identification of human postural dynamics. In: INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ON CONTROL AND APPLICATIONS, 1989, Jerusalem. **Anais...** Jerusalem: 1989. p. 875-880.

KATZ, B. **Nerve, muscle, and synapse**. New York: McGraw-Hill, 1966. 203 p.

KAWAKAMI, Y.; ABE, T.; FUKUNAGA, T. Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. **Journal of Applied Physiology**, v. 74, n. 6, p.2740-2744, 1993.

KEMP, B.; OLIVAN, J. European data format 'plus' (EDF+), an EDF alike standard format for the exchange of physiological data. **Clinical Neurophysiology**, v. 114, n. 9, p.1755-1761, 2003.

KENNEY, L. *et al.* An implantable two channel drop foot stimulator: initial clinical results. **Artificial Organs**, v. 26, n. 3, p.267-270, 2002.

KESAR, T.; BINDER-MACLEOD, S. Effect of frequency and pulse duration on human muscle fatigue during repetitive electrical stimulation. **Experimental Physiology**, v. 91, n. 6, p.967-976, 2006.

KESAR, T.; CHOU, L.-W.; BINDER-MACLEOD, S. A. Effects of stimulation frequency versus pulse duration modulation on muscle fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 4, p.662-671, 2008.

KESAR, T. M. *et al.* Novel patterns of functional electrical stimulation have an immediate effect on dorsiflexor muscle function during gait for people poststroke. **Physical Therapy**, v. 90, n. 1, p.55-66, 2010.

KHOSRAVANI, S.; MALEKI, A.; FALLAH, A. Quantitative assessment of muscle fatigue for FES research studies. **Journal of Biomedical Physics and Engineering**, v. 2, n. 4, p.129-138, 2012.

KILIAN, C. T. **Modern control technology: components and systems**. 2. ed. Novato: Delmar/Thomson Learning, 2006. 608 p.

KIMURA, T. *et al.* Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 4-5, p.533-539, 2004.

KINGSLEY, A. A retrospective review linking diarrhoea to pressure ulcers. **Wounds**, v. 3, n. 4, p.14-18, 2007.

KOBETIC, R. Advancing step by step. **IEEE Spectrum**. v. 31, n. 10, p.27-31, 1994.

KOBETIC, R.; TRIOLO, R. J.; MARSOLAIS, E. B. Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 5, n. 1, p.23-29, 1997.

KOUZAKI, M.; SHINOHARA, M.; FUKUNAGA, T. Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v. 80, n. 1, p.9-15, 1999.

KRALJ, A. R.; BAJD, T. **Functional electrical stimulation: standing & walking after spinal cord injury**. Boca Raton: CRC Press, 1989. 198 p.

KRUEGER-BECK, E. *et al.* Mechanomyographic response during FES in healthy and paraplegic subjects. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE PROCEEDINGS OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 2010a, Buenos Aires. **Anais...** Buenos Aires: 2010a. p. 626-629.

_____. Optimal FES parameters based on mechanomyographic efficiency index. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE PROCEEDINGS OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 2010b, Buenos Aires. **Anais...** Buenos Aires: 2010b. p. 1378-1381.

KRUEGER, E. *et al.* Preliminary evaluation of mechanomyographic signal of rectus femoris muscle between spinal cord injured and healthy subjects. In: 16TH ANNUAL INTERNATIONAL FES SOCIETY CONFERENCE, 2011, São Paulo. **Anais...** São Paulo: IFESS, 2011.

KRUEGER, E. *et al.* Influence of skinfold thickness in mechanomyography features. In: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, 2012, **Anais...** IFMBE, 2012. p. 2030-2033.

KWAKERNAAK, H.; SIVAN, R. **Linear optimal control systems**. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1972. 608 p.

LEE, C. C. Fuzzy logic in control systems: fuzzy logic controller. II. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics**, v. 20, n. 2, p.419-435, 1990.

LEE, J. A.; WESTERBLAD, H.; ALLEN, D. G. Changes in tetanic and resting $[Ca^{2+}]_i$ during fatigue and recovery of single muscle fibres from *Xenopus laevis*. **Journal of Physiology (London)**, v. 433, p.307-326, 1991.

LIBERSON, W. T. *et al.* Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 42, p.101-105, 1961.

LIPPOLD, O. C. J.; NICHOLLS, J. G.; REDFEARN, J. W. T. Electrical and mechanical factors in the adaptation of a mammalian muscle spindle. **Journal of Physiology**, v. 153, n. 2, p.209-217, 1960.

LIU SHI, G. *et al.* A new means of transcutaneous coupling for neural prostheses. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 54, n. 3, p.509-517, 2007.

LYONS, G. M. *et al.* Evaluation of a drop foot stimulator FES intensity envelope matched to tibialis anterior muscle activity during walking. In: ANNUAL CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION SOCIETY, 2000, Aalborg. **Anais...** Aalborg: 2000. p. 448–451.

LYONS, G. M. *et al.* A review of portable FES-based neural orthoses for the correction of drop foot. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 10, n. 4, p.260-279, 2002.

MADELEINE, P. *et al.* Upper trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions. **European Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 4 - 5, p.327-336, 2002.

MADELEINE, P. *et al.* Spectral moments of mechanomyographic signals recorded with accelerometer and microphone during sustained fatiguing contractions. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 44, n. 4, p.290-297, 2006.

MANSFIELD, A.; LYONS, G. M. The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking. **Medical Engineering & Physics**, v. 25, n. 10, p.879-885, 2003.

MAREK, S. M. *et al.* Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. **Journal of Athletic Training**, v. 40, n. 2, p.94-103, 2005.

MATSUNAGA, T.; SHIMADA, Y.; SATO, K. Muscle fatigue from intermittent stimulation with low and high frequency electrical pulses. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 1, p.48-53, 1999.

MAYNARD JR, F. M. *et al.* International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. American Spinal Injury Association. **Spinal Cord**, v. 35, n. 5, p.266-274, 1997.

MCANDREW, D. *et al.* Mechanomyography for non-invasive clinical diagnosis in musculoskeletal rehabilitation. In: INTERNATIONAL CYBERSPACE CONFERENCE ON ERGONOMICS, 2005, Johannesburg. **Anais...** Johannesburg: International Ergonomics Association Press, 2005.

MCNEAL, D. R. *et al.* Open-loop control of the freely-swinging paralyzed leg. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 36, n. 9, p.895-905, 1989.

MEINSMA, G.; ZWART, H. On H_{∞} control for dead-time systems. **IEEE Transactions on Automatic Control**, v. 45, n. 2, p.272-285, 2000.

MERLETTI, R. *et al.* On-line monitoring of the median frequency of the surface EMG power spectrum. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 32, n. 1, p.1-7, 1985.

MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M. Electrically evoked myoelectric signals. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v. 19, n. 4, p.293-340, 1992.

MERLETTI, R.; DI TORINO, P. Standards for reporting EMG data. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 1, p.3-4, 1999.

MERLETTI, R.; PARKER, P. A. **Electromyography physiology, engineering, and noninvasive applications**. New York: John Wiley & Sons, Inc., 2004.

MIHELJ, M.; MUNIH, M. Double inverted pendulum optimal control-basis for unsupported standing in paraplegia. In: IEEE INTERNATIONAL WORKSHOP ON ADVANCED MOTION CONTROL, 2002, Istambul. **Anais...** Istambul: 2002. p. 121-126.

MILLER, C. A. *et al.* Auditory nerve responses to monophasic and biphasic electric stimuli. **Hearing Research**, v. 151, n. 1-2, p.79-94, 2001.

MIYAMOTO, N.; ODA, S. Mechanomyographic and electromyographic responses of the triceps surae during maximal voluntary contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 5, p.451-459, 2003.

MOORE, P. A. A model of the role of adaptation and disadaptation in olfactory receptor neurons: implications for the coding of temporal and intensity patterns in odor signals. **Chemical Senses**, v. 19, n. 1, p.71-86, 1994.

MORITANI, T.; MURO, M.; NAGATA, A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v. 60, n. 4, p.1179-1185, 1986.

MOURSELAS, N.; GRANAT, M. H. Correction of drop foot using a fuzzy logic controlled miniature stimulator. In: ANNUAL CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION SOCIETY, 2000, Aalborg. **Anais...** Aalborg: 2000. p. 456-457.

MUNIH, M. *et al.* Feedback control of unsupported standing in paraplegia -- part II: experimental results. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 5, n. 4, p.341-352, 1997.

NOGUEIRA-NETO, G. N.; NOHAMA, P.; BUTTON, V. L. S. Mecanomiografia triaxial e análise de torque isocinético: resultados preliminares. In: LATIN AMERICAN CONGRESS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 2007, Isla Margarita. **Anais...** Isla Margarita: Springer-Verlag, 2007. p. 555-558.

NOGUEIRA-NETO, G. N. *et al.* Triaxial mechanomyography of the biceps brachii muscle during sustained submaximal isometric contractions. In: IFMBE PROCEEDINGS WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, 2009, Munich, Germany. **Anais...** Munich, Germany: Springer, 2009. p. 1502-1505.

NOGUEIRA-NETO, G. N. *et al.* Sistemas implantáveis de estimulação elétrica funcional para controle artificial de movimentos funcionais. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 26, n. 2, p.121-142, 2010.

NOGUEIRA-NETO, G. N. *et al.* Estimulação elétrica funcional aplicada em cadeia aberta - um estudo de caso com monitoração mecanomiográfica. In: 5TH LATIN AMERICAN CONGRESS OF BIOMEDICAL ENGINEERING, 2011, Havana. **Anais...** Havana: IFMBE, 2011. p. 1-4.

O'DWYER, A. PI and PID controller tuning rules: an overview and personal perspective. In: IRISH SIGNALS AND SYSTEMS CONFERENCE, 2006. IET, 2006, Dublin. **Anais...** Dublin: Dublin Institute of Technology, 2006. p. 161-166.

O'HALLORAN, T. *et al.* Modified implanted drop foot stimulator system with graphical user interface for customised stimulation pulse-width profiles. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 41, n. 6, p.701-709, 2003.

_____. An investigation of the effect of modifying stimulation profile shape on the loading response phase of gait, during FES-corrected drop foot: stimulation profile and loading response. **Neuromodulation**, v. 7, n. 2, p.113-125, 2004.

- OGATA, K. **Modern control engineering**. 3. ed. New Jersey: Prentice-Hall, Inc, 1996. 997 p.
- OLIVEIRA, T. C. *et al.* Regulador fuzzy Takagi-Sugeno do movimento da articulação do joelho de pacientes paraplégicos. In: XXIII CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2012, Porto de Galinhas. **Anais...** Porto de Galinhas: 2012. p. 704-708.
- OPPENHEIM, A. V.; SCHAFER, R. W.; BUCK, J. R. **Discrete-time signal processing**. 2. ed. New Jersey: Prentice Hall, 1989. 870 p.
- ORIZIO, C.; PERINI, R.; VEICSTEINAS, A. Changes of muscular sound during sustained isometric contraction up to exhaustion. **Journal of Applied Physiology**, v. 66, n. 4, p.1593-1598, 1989a.
- _____. Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. **European Journal of Applied Physiology**, v. 58, n. 5, p.528-533, 1989b.
- ORIZIO, C. *et al.* Coherence analysis between soundmyogram and electromyogram. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 1991, Orlando. **Anais...** Orlando: 1991. p. 942-943.
- ORIZIO, C. *et al.* Muscle sound and electromyogram spectrum analysis during exhausting contractions in man. **European Journal of Applied Physiology**, v. 65, n. 1, p.1-7, 1992.
- ORIZIO, C. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v. 21, n. 3, p.201-243, 1993.
- ORIZIO, C. *et al.* Electrically-elicited surface mechanomyogram in myotonic dystrophy. **Italian Journal of Neurological Sciences**, v. 18, n. 4, p.185-190, 1997a.
- ORIZIO, C. *et al.* Muscle surface mechanical and electrical activities in myotonic dystrophy. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 37, n. 4, p.231-239, 1997b.
- ORIZIO, C. *et al.* Surface mechanomyogram reflects the changes in the mechanical properties of muscle at fatigue. **European Journal of Applied Physiology**, v. 80, n. 4, p.276-284, 1999.
- ORIZIO, C. *et al.* The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence. **European Journal of Applied Physiology**, v. 90, n. 3-4, p.326-336, 2003.
- ORIZIO, C.; GOBBO, M.; DIEMONT, B. Changes of the force-frequency relationship in human tibialis anterior at fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 5, p.523-530, 2004.
- PACKMAN-BRAUN, R. Relationship between functional electrical stimulation duty cycle and fatigue in wrist extensor muscles of patients with hemiparesis. **Physical Therapy**, v. 68, n. 1, p.51-56, 1988.

- PATYRA, M. J.; GRANTNER, J. L.; KOSTER, K. Digital fuzzy logic controller: design and implementation. **IEEE Transactions on Fuzzy Systems**, v. 4, n. 4, p.439-459, 1996.
- PENZEL, T. *et al.* Acquisition of biomedical signals databases. **IEEE Engineering in Medicine and Biology**. v. 20, n. 3, p.25-32, 2001.
- PEREIRA, P. C. **Nova modelagem biomecânica do corpo humano aplicável na análise e controle da locomoção**. 2005. 207 f. dissertation (master) - PUCPR, Curitiba, 2005.
- PERRY, J. *et al.* Classification of walking handicap in the stroke population. **Stroke**, v. 26, n. 6, p.982-989, 1995.
- POPOVIC, D. B. *et al.* Automatic vs hand-controlled walking of paraplegics. **Medical Engineering & Physics**, v. 25, n. 1, p.63-73, 2003.
- POPOVIC, D. B. Neural prostheses for movement restoration. In: ZOURIDAKIS, GEORGE e MOORE, JAMES (Org). **Biomedical Technology and Devices Handbook**. Boca Raton: CRC Press, 2004. cap. 28.
- POSATSKIY, A. O.; CHAU, T. The effects of motion artifact on mechanomyography: A comparative study of microphones and accelerometers. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, p.320-324, 2011.
- PREVIDI, 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**, v. 11, n. 3, p.310-324, 2003.
- PREVIDI, F. *et al.* Closed-loop control of FES supported standing up and sitting down using Virtual Reference Feedback Tuning. **Control Engineering Practice**, v. 13, n. 9, p.1173-1182, 2005.
- PROCHAZKA, A.; WILES, C. M. Electrical stimulation of paretic leg muscles in man, allowing feedback controlled movements to be generated from the wrist. **Journal of Physiology**, v. 324, p.20P-21, 1983.
- PROCHAZKA, A. Comparison of natural and artificial control of movement. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 1, n. 1, p.7-17, 1993.
- PULLMAN, S. L. *et al.* Clinical utility of surface EMG: report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the american academy of neurology. **Neurology**, v. 55, n. 2, p.171-177, 2000.
- QUEVEDO, A. A.; PATLA, A. E.; CLIQUET JR, A. A methodology for definition of neuromuscular electrical stimulation sequences: an application toward overcoming small obstacles. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 5, n. 1, p.30-39, 1997.

QUEVEDO, A. A. *et al.* Development of control strategies for restoring function to paralyzed upper and lower limbs. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 1997, Chicago. **Anais...** Chicago: 1997. p. 1946-1949.

RABISCHONG, E. Surface action potentials related to torque output in paraplegics' electrically stimulated quadriceps muscle. **Medical Engineering & Physics**, v. 18, n. 7, p.538-547, 1996.

RAGNARSSON, K. T. Physiologic effects of functional electrical stimulation-induced exercises in spinal cord-injured individuals. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 233, p.53-63, 1988.

REILLY, J. P. **Electrical stimulation and electropathology**. Cambridge: Cambridge University Press, 1992.

ROBERTSON, D. G. *et al.* **Research methods in biomechanics**. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 2004. 320 p.

RSHR. REDE SARAH DE HOSPITAIS DE REABILITAÇÃO. As internações por causas externas. Disponível em: http://www.sarah.br/paginas/prevencao/po/PDF2009-09/02_01_perf_gera_causas_ext.pdf. Acesso em: 07 fev. 2010.

RUSHTON, D. N. Functional electrical stimulation. **Physiological Measurement**, v. 18, n. 4, p.241-275, 1997.

SALLES, F. A. *et al.* Sistema de análisis de señales mecanomiográficas (MMG). In: CONGRESO ANUAL DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA, 2006, Pamplona. **Anais...** Pamplona: Universidad Pública de Navarra, 2006. p. 331-334.

SARLABOUS, L. *et al.* Index for estimation of muscle force from mechanomyography based on the Lempel–Ziv algorithm. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. in press, n. 0, 2013.

SCHEEREN, E. M. *et al.* Variação da atividade eletromiográfica e mecanomiográfica do músculo bíceps braquial em exercícios resistidos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2008, Salvador. **Anais...** Salvador: SBEB, 2008. p. 478-481.

SCHEEREN, E. M. *et al.* Wrist movement characterization by mechanomyography technique. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v. 30, n. 6, p.373-380, 2010.

SCHEEREN, E. M. *et al.* Mechanomyography signal relationship between time x frequency domain using FES application: preliminary results. In: 16TH ANNUAL INTERNATIONAL FES SOCIETY CONFERENCE, 2011, São Paulo. **Anais...** São Paulo: IFESS, 2011.

SCHMAL, R. M. **Sistema integrado de biofeedback e/ou estimulação elétrica neuromuscular para reeducação muscular**. 2006. 136 f. dissertation (MSc) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2006.

SCHULMAN, J. *et al.* An implantable bionic network of injectable neural prosthetic devices: the future platform for functional electrical stimulation and sensing to restore movement and sensation. In: BRONZINO, JOSEPH D. (Org). **The Biomedical Engineering Handbook**. 3. ed. Boca Raton: CRC Press, 2006. cap. 34.

SELIGMAN, L. J. Physiological stimulators: from electric fish to programmable implants. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 29, n. 4, p.270-284, 1982.

SEPULVEDA INOSTROZA, F. A.; GRANAT, M. H.; CLIQUET JR, A. Two artificial neural systems for generation of gait swing by means of neuromuscular electrical stimulation. **Medical Engineering & Physics**, v. 19, n. 1, p.21-28, 1997.

SHIMADA, Y. *et al.* Clinical application of acceleration sensor to detect the swing phase of stroke gait in functional electrical stimulation. **The Tohoku Journal of Experimental Medicine**, v. 207, n. 3, p.197-202, 2005.

SHINOHARA, M. *et al.* Mechanomyogram from the different heads of the quadriceps muscle during incremental knee extension. **European Journal of Applied Physiology**, v. 78, n. 4, p.289-295, 1998.

SILVA, L. R. **Sistema de controle de eletroestimulador em malha fechada utilizando lógica fuzzy**. 2002. 102 f. dissertation (MSc) - UTFPR, Curitiba, 2002.

SKOGESTAD, S. Probably the best simple PID tuning rules in the world. In: AMERICAN INSTITUTE OF CHEMICAL ENGINEERS (AIChE) ANNUAL MEETING, 2001, Reno, Nevada. **Anais...** Reno, Nevada: AIChE, 2001. p. 276h.

SMITH, D. B. *et al.* Mechanomyographic and electromyographic responses to eccentric and concentric isokinetic muscle actions of the biceps brachii. **Muscle & Nerve**, v. 21, n. 11, p.1438-1444, 1998.

SMITH, S. W. **The scientist and engineer's guide to digital signal processing**. San Diego: California Technical Publishing, 1997.

SØGAARD, K.; ORIZIO, C.; SØGAARD, G. Surface mechanomyogram amplitude is not attenuated by intramuscular pressure. **European Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 2, p.178-184, 2006.

SPECHT, D. F. Probabilistic neural networks. **Neural networks**, v. 3, n. 1, p.109-118, 1990.

STANIC, U. *et al.* Effect of gradually modulated electrical stimulation on the plasticity of artificially evoked movements. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 15, n. 1, p.62-66, 1977.

STERN, M. D.; PIZARRO, G.; RÍOS, E. Local control model of excitation–contraction coupling in skeletal muscle. **The Journal of General Physiology**, v. 110, n. 4, p.415-440, 1997.

STIRLING, L. **Restoring standing and stepping after spinal cord injury: physiologically-based control strategies and functional electrical stimulation paradigms.** CITY: VDM Verlag, 2009. 140 p.

STOCK, M. S. *et al.* Linearity and reliability of the mechanomyographic amplitude versus dynamic constant external resistance relationships for the biceps brachii. **Physiological Measurement**, v. 31, n. 11, p.1487-1498, 2010.

STOKES, M. J.; DALTON, P. A. Acoustic myographic activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 101, n. 2, p.163-167, 1991.

STOKES, M. J.; COOPER, R. G. Muscle sounds during voluntary and stimulated contractions of the human adductor pollicis muscle. **Journal of Applied Physiology**, v. 72, n. 5, p.1908-1913, 1992.

STROJNIK, P.; KRALJ, A.; URSIC, I. Programmed six-channel electrical stimulator for complex stimulation of leg muscles during walking. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 26, n. 2, p.112-116, 1979.

STYLIANIDES, N. *et al.* Intensive care window: real-time monitoring and analysis in the intensive care environment. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, v. 15, n. 1, p.26-32, 2011.

SUZUKI, Y. *et al.* Effects of 10 and 20 days bed rest on leg muscle mass and strength in young subjects. **Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum**, v. 616, p.5-18, 1994.

TARATA, M.; SPAEPEN, A.; PUERS, R. The accelerometer MMG measurement approach, in monitoring the muscular fatigue. **Measurement Science Review**, v. 1, n. 1, p.47-50, 2001.

TARATA, M. T. Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscular fatigue. **BioMedical Engineering OnLine**, v. 2, n. 1, p.3, 2003.

TORRE, V. *et al.* Transduction and adaptation in sensory receptor cells. **The Journal of Neuroscience**, v. 15, n. 12, p.7757-7768, 1995.

TYLER, D. J.; DURAND, D. M. Functionally selective peripheral nerve stimulation with a flat interface nerve electrode. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 10, n. 4, p.294-303, 2002.

UCHIYAMA, T.; SHINOHARA, K. Comparison of displacement and acceleration transducers for the characterization of mechanics of muscle and subcutaneous tissues by system identification of a mechanomyogram. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 51, n. 165-73, 2013.

UHLIR, J. P.; TRIOLO, R. J.; KOBETIC, R. The use of selective electrical stimulation of the quadriceps to improve standing function in paraplegia. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 8, n. 4, p.514-522, 2000.

VALL, J.; BRAGA, V. A. B.; ALMEIDA, P. C. Estudo da qualidade de vida em pessoas com lesão medular traumática. **Arquivos de Neuro-psiquiatria**, v. 64, n. 2b, p.451-455, 2006.

VAN DEN BOGERT, A. J.; GERRITSEN, K. G.; COLE, G. K. Human muscle modelling from a user's perspective. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 8, n. 2, p.119-124, 1998.

VAN ESSEN, D. C. The contribution of membrane hyperpolarization to adaptation and conduction block in sensory neurones of the leech. **Journal of Physiology**, v. 230, n. 3, p.509-534, 1973.

VÄRRI, A. *et al.* Standards for biomedical signal databases. **IEEE Engineering in Medicine and Biology**. v. 20, n. 3, p.33-37, 2001.

VETTE, A. H.; MASANI, K.; POPOVIC, M. R. Implementation of a physiologically identified PD feedback controller for regulating the active ankle torque during quiet stance. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 15, n. 2, p.235-243, 2007.

VODOVNIK, L. *et al.* Electronic walking aids for patients with peroneal palsy. In: EUROPEAN SYMPOSIUM ON MEDICAL ELECTRONICS, 1965, Brighton, England. **Anais...** Brighton, England: 1965. p. 58-61.

WALDROP, J.; STERN, S. **Disability status: 2000**. Washington, D.C. 2003.

WATAKABE, M. *et al.* Mechanical behaviour of condenser microphone in mechanomyography. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 39, n. 2, p.195-201, 2001.

WATAKABE, M. *et al.* Reliability of the mechanomyogram detected with an accelerometer during voluntary contractions. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 41, n. 2, p.198-202, 2003.

WESTGREN, N.; LEVI, R. Quality of life and traumatic spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, n. 11, p.1433-1439, 1998.

WILLEMSSEN, A. T.; BLOEMHOF, F.; BOOM, H. B. Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 37, n. 12, p.1201-1208, 1990.

WILLEMSSEN, A. T.; FRIGO, C.; BOOM, H. B. Lower extremity angle measurement with accelerometers--error and sensitivity analysis. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 38, n. 12, p.1186-1193, 1991.

WINTER, D. A. *et al.* Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, n. 3, p.1211-1221, 1998.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 3. ed. New Jersey: Wiley New York, 2005.

XIE, H.-B.; ZHENG, Y.-P.; GUO, J.-Y. Classification of the mechanomyogram signal using a wavelet packet transform and singular value decomposition for multifunction prosthesis control. **Physiological Measurement**, v. 30, n. 5, p.441-457, 2009.

YARKONY, G. M. *et al.* Contractures complicating spinal cord injury: incidence and comparison between spinal cord centre and general hospital acute care. **Paraplegia**, v. 23, n. 5, p.265-271, 1985.

YEZIERSKI, R. P. Pain following spinal cord injury: the clinical problem and experimental studies. **Pain**, v. 68, n. 2-3, p.185-194, 1996.

YOSHITAKE, Y.; MORITANI, T. The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 3, p.209-217, 1999.

YOSHITAKE, Y. *et al.* Surface mechanomyogram reflects length changes in fascicles of human skeletal muscles. **International Journal of Sport and Health Science**, v. 3, p.280-285, 2005.

ZADEH, L. A. Fuzzy logic. **IEEE Computer**. v. 21, n. 4, p.83-93, 1988.

ZAGHENI, A. L. **Sistema EENM multicanal controlado por computador para aplicações em locomoção artificial**. 1998. 69 f. Master (Master) - UTFPR, Curitiba, 1998.

ZAHALAK, G. I. An overview of muscle modelling. In: STEIN, RICHARD B.; PECKHAM, P. H. e POPOVIC, DEJAN B. (Org). **Neural prostheses: Replacing motor function after disease or disability**. New York & Oxford: Oxford University Press, 1992. cap. pp. 17-57.

ZHANG, D.; ZHU, K. Model and control of the locomotion of a biomimic musculoskeletal biped. **Artificial Life and Robotics**, v. 10, n. 2, p.91-95, 2006.

ZUNIGA, J. M. *et al.* The effects of skinfold thicknesses and innervation zone on the mechanomyographic signal during cycle ergometry. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 5, p.789-794, 2011.

APÊNDICES

APÊNDICE A – PARÂMETROS DO MODELO DE MÚSCULO

A **Tabela A.1** apresenta as amplitudes de pulso (AP) estimulatório dos degraus unitários aplicados, previamente, aos voluntários para obtenção dos parâmetros K_p , T_p e T_d que são determinados pela análise do sinal do ângulo de extensão evocada for EENM. Tais parâmetros devem ser incorporados ao modelo matemático utilizado nas simulações: um filtro passa-baixas de primeira ordem com atraso. Observa-se que nem todas as amplitudes de pulso foram testadas para cada voluntário (V1 a V5). Os valores foram escolhidos com base no empirismo e na capacidade de resposta do músculo responsável pela extensão do membro paralisado à EENM. Esse levantamento prévio foi realizado no mesmo dia da coleta com uma repetição de cada degrau.

Tabela A.1 – Parâmetros do modelo de músculo utilizado.

	AP (V)	90	95	100	105	110	115	120	125	130	135	140	145
V1 PD	K_p	0,11	-	0,06	-	0,23	-	0,27	-	-	0,33	0,29	-
	T_p	221	-	207	-	1.541	-	358	-	-	365	301	-
	T_d	415	-	400	-	118	-	385	-	-	210	219	-
V1 PE	K_p	-	-	-	-	0,17	-	0,28	-	-	-	-	-
	T_p	-	-	-	-	984	-	1.023	-	-	-	-	-
	T_d	-	-	-	-	203	-	179	-	-	-	-	-
V2 PD	K_p	-	0,49	0,43	0,46	0,46	0,47	-	-	-	-	-	-
	T_p	-	482	728	787	1.104	876	-	-	-	-	-	-
	T_d	-	965	903	819	191	220	-	-	-	-	-	-
V2 PE	K_p	-	0,33	0,30	0,26	0,25	0,12	0,10	-	-	-	-	0,23
	T_p	-	1.326	1.355	1.270	1.103	1.320	159	-	-	-	-	391
	T_d	-	276	196	219	258	162	287	-	-	-	-	242
V3 PD	K_p	-	-	-	-	0,09	0,11	0,20	0,09	-	-	-	-
	T_p	-	-	-	-	3.379	1.159	665	185	-	-	-	-
	T_d	-	-	-	-	-	598	412	358	-	-	-	-
V3 PE	K_p	0,14	0,04	0,04	-	0,09	-	-	-	-	-	-	-
	T_p	335	230	151	-	396	-	-	-	-	-	-	-
	T_d	337	328	366	-	303	-	-	-	-	-	-	-
V4 PD	K_p	-	-	0,07	0,07	0,35	-	-	-	-	-	-	-
	T_p	-	-	255	172	964	-	-	-	-	-	-	-
	T_d	-	-	460	471	342	-	-	-	-	-	-	-
V4 PE	K_p	-	-	0,18	0,31	-	-	-	-	-	-	-	-
	T_p	-	-	422	426	-	-	-	-	-	-	-	-
	T_d	-	-	497	215	-	-	-	-	-	-	-	-
V5 PD	K_p	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,33	0,36
	T_p	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	631	939
	T_d	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	408	328
V5 PE	K_p	-	-	-	-	-	-	0,09	-	0,28	-	-	-
	T_p	-	-	-	-	-	-	300	-	1.507	-	-	-
	T_d	-	-	-	-	-	-	364	-	160	-	-	-

V1, V2, V3, V4 e V5 correspondem aos voluntários da pesquisa; PD e PE, perna direita e perna esquerda, respectivamente. V – Volts.

APÊNDICE B – PARECERES DOS COMITÊS DE ÉTICA EM PESQUISA

Carta de aceite do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Tuiuti do Paraná.



Universidade Tuiuti do Paraná

Credenciada por Decreto Presidencial de 7 de julho de 1997 - D.O.U. nº 128, de 8 de julho de 1997, Seção 1, página 14295

Curitiba, 09 de maio de 2008

Of. CEP-UTP nº 00019/2008

Sr. Pesquisador

O Comitê de Ética em Pesquisa em Humanos e Animais da Universidade Tuiuti do Paraná, CEP-UTP, após apreciação do Projeto de pesquisa de sua autoria, intitulado: **“Variação da atividade eletromiográfica e mecanomiográfica do músculo bíceps braquial em exercícios resistidos com diferentes ângulos do ombro.”**, considerou- o **APROVADO**.

A handwritten signature in black ink, consisting of several overlapping loops and a final flourish, is written over a horizontal line. The signature is positioned above the printed name and title of the signatory.

Prof. Dr. Eduardo Carrilho
Coordenador do CEP-UTP

Prof. Dr. Eduardo Carrilho
Coordenador do Comitê de
Ética e Pesquisa
Universidade Tuiuti do Paraná

Ilmo Sr.
Prof. Msc. Eduardo Mendonça Scheeren
Pesquisador Responsável

Carta de aceite do CEP da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
Núcleo de Bioética
Comitê de Ética em Pesquisa
Ciência com Consciência

PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA

Parecer Nº **0002416/08**

Protocolo CEP Nº **2829**

Título do projeto **Características das respostas eletromiográfica, mecanomiográfica e de força mediante contrações voluntárias e estimulação elétrica de membros superiores e inferiores em indivíduos lesados medulares e hígidos**

Grupo **III**
Versão **1**

Protocolo CONEP **0563.0.084.084-08**

Pesquisador responsável **Eduardo Mendonça Scheeren**

Instituição

Objetivos

Caracterizar as respostas eletromiográfica, mecanomiográfica e de força mediante contração voluntária e estimulação elétrica de membros superiores e inferiores em indivíduos hígidos e em contração eliciada por eletroestimulação de membros inferiores em lesados medulares

Comentários

A população desse trabalho será composta pelos acadêmicos da PUCPR, lesados medulares da grande Curitiba e pesquisadores. Dos lesados medulares, parte deles participa de pesquisa (aprovada pelo CEP PUCPR) que envolve exercícios biomecânicos. Esses participantes, portanto, estão recebendo treinamento adequado para participar dos procedimentos propostos por este projeto

Termo de consentimento livre e esclarecido

TCLE adequado.

Conclusões

Aprovado

Devido ao exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, de acordo com as exigências das Resoluções Nacionais 196/96 e demais relacionadas a pesquisas envolvendo seres humanos, em reunião realizada no dia: **03/12/2008**, manifesta-se por considerar o projeto **Aprovado**.

