

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E  
INFORMÁTICA INDUSTRIAL - CPGEI**

**EDDY KRUEGER BECK**

**INFLUÊNCIA DOS PARÂMETROS ESTIMULATÓRIOS NA EFICIÊNCIA DA  
CONTRAÇÃO MUSCULAR EVOCADA PELA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA  
FUNCIONAL EM PESSOAS HÍGIDAS OU COM LESÃO MEDULAR**

**DISSERTAÇÃO**

**CURITIBA  
2010**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**EDDY KRUEGER BECK**

**INFLUÊNCIA DOS PARÂMETROS ESTIMULATÓRIOS NA EFICIÊNCIA DA  
CONTRAÇÃO MUSCULAR EVOCADA PELA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA  
FUNCIONAL EM PESSOAS HÍGIDAS OU COM LESÃO MEDULAR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do título de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: **Engenharia Biomédica**.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

**CURITIBA  
2010**

---

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

---

K94 Krueger-Beck, Eddy  
Influência dos parâmetros estimulatórios na eficiência da contração muscular evocada pela estimulação elétrica funcional em pessoas hígdas ou com lesão medular / Eddy Kruger Beck. — 2010.  
100 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Percy Nohama

Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de concentração: Engenharia biomédica, Curitiba, 2010.

Bibliografia: f. 68-83

1. Estimulação elétrica transcutânea do nervo. 2. Estimulação neural. 3. Doenças neuromusculares. 4. Medula espinhal – Doenças. 5. Medula espinhal – Ferimentos e lesões. 6. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Nohama, Percy, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

---

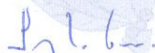
Título da Dissertação Nº 543:

**“Influência dos Parâmetros Estimulatórios na  
Eficiência da Contração Muscular Evocada pela  
Estimulação Elétrica Funcional em Pessoas Híidas  
ou com Lesão Medular”**

por

**Eddy Krueger Beck**

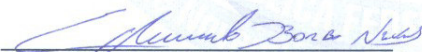
Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do título de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba às 14h do dia 08 de outubro de 2010. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:



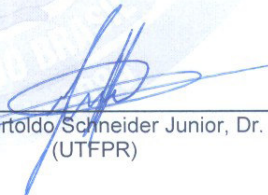
Prof. Percy Nohama, Dr.  
(Presidente – UTFPR)



Prof<sup>a</sup>. Elisângela Ferretti Manfra, Dr.  
(PUC-PR)



Prof. Eduardo Borba Neves, Dr.  
(UNIANDRADE)



Prof. Bertoldo Schneider Junior, Dr.  
(UTFPR)

Visto da coordenação:



Prof. Fábio Kurt Schneider, Dr.  
(Coordenador do CPGEI)

## AGRADECIMENTOS

À minha esposa, Cristina Beatriz Beck Krueger, pela sua existência em minha vida, por sempre estar ao meu lado em TODOS os momentos vividos ao longo desses anos, que foram e continuarão sendo os melhores de nossas vidas.

À minha mãe Nedy Lucia Pagliari, por nunca desistir de mim, mesmo nos momentos em que eu mesmo já havia desistido.

Ao meu Pai Osni Krueger.

Aos meus familiares das famílias: Pagliari, Beck e Krueger, especialmente aos meus tios Nivaldo e Estela Pagliari, por notarem em mim muito mais do que meus cabelos compridos, minha teimosia e tatuagens.

Ao meu orientador, Percy Nohama, serei eternamente grato por acreditar em mim.

À UTFPR, PUCPR e a CAPES por fornecerem locais e suporte financeiro para minhas pesquisas.

Aos voluntários que participaram da pesquisa.

Aos meus colegas e co-orientadores Guilherme Nunes Nogueira Neto e Eduardo Scheeren pela ajuda e cooperação necessária em todos os momentos pertinentes.

Aos meus amigos, que deixei um pouco de lado para me dedicar aos estudos, especialmente a André Eugênio Lazzaretti e Thiago José Golin.

A João Marcos Damaceno e Santo Tiveroli pela grande ajuda pessoal.

Aos professores e colegas da FADEP de uma forma geral, especialmente a Edwing Martin Holguin Wilson, pessoa que me iniciou no mundo da pesquisa, por quem nutro um enorme respeito e admiração.

## RESUMO

KRUEGER-BECK, Eddy. **Influência dos parâmetros estimulatórios na eficiência da contração muscular evocada pela estimulação elétrica funcional em pessoas hígdas ou com lesão medular.** (Dissertação) Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2010.

**Introdução:** a estimulação elétrica funcional (FES) é aplicada a pessoas portadoras de lesão medular (LM) com o objetivo de gerar movimentos funcionais artificialmente. A Mecanomiografia (MMG) mede a oscilação do músculo durante a contração. Os padrões estimulatórios são determinados pelos parâmetros: períodos *on* e *off* do pulso e do *burst* e suas amplitudes. Durante a sessão de aplicação da FES, o tecido neuromuscular responde de forma variada em decorrência de alterações fisiológicas como fadiga muscular e/ou adaptação do motoneurônio. **Objetivo:** na pesquisa desenvolvida, investigou-se a influência dos parâmetros estimulatórios na eficiência da contração muscular evocada pela FES em voluntários hígdos e portadores de lesão medular. **Materiais e Métodos:** participaram da pesquisa 10 voluntários hígdos (VHs) e 10 voluntários com LM (VLMs) com sensores de MMG posicionados sobre os ventres musculares dos músculos reto femoral e vasto lateral. Os estímulos elétricos foram aplicados sobre o nervo femoral para ativação do músculo quadríceps. Foram testados cinco padrões estimulatórios em dias diferentes, com oito contrações evocadas artificialmente e divididas em duas sessões com intervalo de 15 min entre elas. **Resultados:** foi proposto um índice de eficiência de FES com (1) o tempo de estimulação, (2) a menor variação angular e (3) a menor divergência dos descritores de MMG: frequência mediana (*Median Frequency*) e valor eficaz (*Root Mean Square*). Os padrões estimulatórios que apresentaram maior eficiência são os de 50 Hz para VHs e 70 Hz para VLMs, por manterem a contração evocada artificialmente por (1) maior tempo, com menor (2) variação angular e (3) resposta mecanomiográfica com menor alteração. **Conclusões:** conclui-se que os padrões estimulatórios empregando frequências de 50 Hz para VHs e de 70 Hz para VLMs foram mais eficientes na contração artificial por meio da FES.

**Palavras-Chave:** Estimulação Elétrica Funcional. FES. Mecanomiografia. Lesão medular. Hígido.

## ABSTRACT

KRUEGER-BECK, Eddy. **Influence of stimulatory parameters on the efficiency of muscle contraction evoked by functional electrical stimulation in healthy or with spinal cord injury people.** (Dissertation) Post-Graduate Program in Electrical Engineering and Computer Science Industrial of the Federal Technological University of Paraná. Curitiba, 2010.

**Introduction:** functional electrical stimulation (FES) is applied to people with spinal cord injury (SCI) in order to artificially evoke functional movements. Mechanomyography (MMG) measures the oscillation of the muscle during contraction. The stimulatory profiles are controlled by the parameters: active and rest periods of the pulse and the burst and their amplitude. During the period of application of FES, the neuromuscular tissue responds in different ways, due to physiological changes such as muscle fatigue and/or adaptation of motor neurons. **Objective:** In the research developed, we investigated the influence of stimulatory parameters on the efficiency of muscle contraction evoked by FES in healthy volunteers and patients with spinal cord injury. **Materials and Methods:** Ten healthy volunteers (HV) and ten subjects with SCI participated of the study. The MMG sensors were placed over the belly of the *rectus femoris* muscle and *vastus lateralis*. The electrical stimuli were yielded on the femoral nerve in order to activate quadriceps muscle. Five FES profiles were tested on different days with eight artificially evoked contractions divided into two sessions with an interval of fifteen minutes apart. **Results:** was proposed a FES efficiency index based on (1) stimulation time, (2) lower angular variation and (3) lower divergence of MMG descriptors: Median Frequency (MF) and Root Mean Square (RMS) value. FES profiles that showed better efficiency are: burst frequency of 50 Hz for HV and 70 Hz for SCI volunteers. They kept the contraction artificially evoked for (1) longer time, (2) lower angular variation of and (3) mechanomyographic response with minor modification. **Conclusions:** we conclude that stimulatory profiles using frequencies of 50 Hz for HV and 70 Hz for SCI volunteers were more efficient for evoking contraction artificially.

**Keywords:** Functional Electrical Stimulation. FES. Mechanomyography. Spinal Cord Injury. Healthy.



## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - DURAÇÃO DE PULSO COM ONDA QUADRADA E DE BURST.....	21
FIGURA 2 - REPRESENTAÇÃO MODIFICADA DO CONTROLE MOTOR.....	24
FIGURA 3 - ORIGEM DO SISTEMA NERVOSO E SUAS DIVISÕES .....	35
FIGURA 4 - DERMÁTOMO DE CADA SEGMENTO RAQUIDIANO .....	36
FIGURA 5 - REFLEXO MIOTÁTICO.....	38
FIGURA 6 - REFLEXO MIOTÁTICO INVERSO .....	39
FIGURA 7 – ELETROGONIÔMETRO COM VOLUNTÁRIO POSICIONADO NA CADEIRA EXTENSORA COM ELETROGONIÔMETRO ADERIDO LATERALMENTE A ARTICULAÇÃO DO JOELHO .....	43
FIGURA 8 - SENSOR TRIAXIAL DE MECANOMIOGRAFIA .....	44
FIGURA 9 - POSIÇÃO DO VOLUNTÁRIO NA BANCADA EXTENSORA .....	45
FIGURA 10 - ARTÉRIA E NERVO FEMORAL DO LADO DIREITO.....	45
FIGURA 11 - PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL .....	47
FIGURA 12 - DIAGRAMA DA CORRELAÇÃO DE PEARSON MF X RMS .....	49
FIGURA 13 - DIAGRAMA DO ÍNDICE DE EFICIÊNCIA .....	51
FIGURA 14 - VARIAÇÃO ANGULAR PARA VOLUNTÁRIOS HÍGIDOS .....	56
FIGURA 15 - VARIAÇÃO ANGULAR PARA VOLUNTÁRIOS PORTADORES DE LESÃO MEDULAR..	56
FIGURA 16 - RESPOSTA MMG EM VOLUNTÁRIO (NUMERO 17) COM LESÃO MEDULAR NO MÚSCULO RETO FEMORAL.....	59
FIGURA 17 - RESPOSTA MMG EM VOLUNTÁRIO (NUMERO 17) COM LESÃO MEDULAR NO MÚSCULO VASTO LATERAL.....	59
FIGURA 18 - ÍNDICE DE EFICIÊNCIA PARA OS VOLUNTÁRIOS HÍGIDOS .....	60
FIGURA 19 - ÍNDICE DE EFICIÊNCIA PARA OS VOLUNTÁRIOS PORTADORES DE LESÃO MEDULAR.....	60
FIGURA 20 - CURVA DE CALIBRAÇÃO DO ELETROGONIÔMETRO .....	84
FIGURA 21 - ESTIMULADOR ELÉTRICO ARIANA 16 CANAIS E OSCILOSCÓPIO .....	85
FIGURA 22 - CURVA DE CALIBRAÇÃO DAS PLACAS 7A, 7B, 8A E 8B .....	85
FIGURA 23 - MESA VIBRATÓRIA MTS 647 HYDRAULIC WEDGE GRIP .....	86
FIGURA 24 - MÉDIA DOS SENSORES 3, 5 E 7 COM O AMPLIFICADOR 1A .....	87

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

QUADRO 1 - DILATAÇÕES FORMADAS DO TUBO NEURAL.....	35
QUADRO 2 - ESCALA DE ASHWORTH MODIFICADA.....	37
QUADRO 3 - ESCALA DE FORÇA DE HIGUET.....	41
QUADRO 4 - ESCALA DE WEXLER.....	41
QUADRO 5 - DEMOGRAFIA DOS VOLUNTÁRIOS COM LESÃO MEDULAR.....	53
TABELA 1 – CAUSAS DE LESÃO MEDULAR E ÍNDICES NO BRASIL.....	13
TABELA 2 - PERFIS PARA CONTROLE NEUROMUSCULAR ARTIFICIAL.....	29
TABELA 3 - PERFIS UTILIZADOS NOS PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS.....	46
TABELA 4 - AMPLITUDE DE DETERMINAÇÃO DE CADA PERFIL ESTIMULATÓRIO.....	54
TABELA 5 - VARIAÇÃO DE TEMPO PARA VOLUNTÁRIOS HÍGIDOS.....	55
TABELA 6 - VARIAÇÃO DE TEMPO PARA VOLUNTÁRIOS PORTADORES DE LESÃO MEDULAR... 55	55
TABELA 7 - MMG <sub>RMS</sub> E MMG <sub>MF</sub> DOS VOLUNTÁRIOS HÍGIDOS E COM LESÃO MEDULAR.....	57
TABELA 8 - CORRELAÇÃO ENTRE MMG <sub>RMS</sub> E MMG <sub>MF</sub> .....	58
TABELA 9 – <i>POST HOC</i> DA AMPLITUDE DE DETERMINAÇÃO PARA VOLUNTÁRIOS HÍGIDOS.....	92
TABELA 10 – <i>POST HOC</i> DA AMPLITUDE DE DETERMINAÇÃO PARA VOLUNTÁRIOS COM LESÃO MEDULAR.....	93
TABELA 11 - <i>POST HOC</i> LSD DO TEMPO PARA VOLUNTÁRIOS HÍGIDOS.....	94
TABELA 12 - <i>POST HOC</i> DO TEMPO PARA VOLUNTÁRIOS PORTADORES DE LESÃO MEDULAR..	95
TABELA 13 – VALOR DE ÂNGULO PARA OS VOLUNTÁRIOS HÍGIDOS.....	96
TABELA 14 – VALOR DE ÂNGULO PARA OS VOLUNTÁRIOS COM LESÃO MEDULAR.....	97
TABELA 15 - <i>POST HOC</i> DOS VALORES DE ÂNGULO PARA VH E VLM EM DIFERENTES PERFIS ESTIMULATÓRIOS.....	98
TABELA 16 –ÍNDICE DE EFICIÊNCIA PARA VH E VLM DIVIDIDOS POR SESSÃO.....	99

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AFO	- Ortese Tornozelo-Pé (do inglês <i>Ankle-Foot-Orthosis</i> )
AJ	- Ângulo do Joelho
ANOVA	- Análise de Variância
AVD	- Atividades da Vida Diária
CAPES	- Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CNPq	- Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
EE	- Estimulação Elétrica
FES	- Estimulação Elétrica Funcional
EMG	- Eletromiografia
HV	- Healthy volunteer (voluntário hígido)
IE	- Índice de Eficiência
KAFO	- Órtese Joelho-Tornozelo-Pé
LD	- Limiar de Despolarização
LM	- Lesão Medular
MF	- Frequência Mediana (do inglês <i>Median Frequency</i> )
MMG	- Mecanomiografia
MMII	- Membros Inferiores
MPF	- Frequência Média (do inglês <i>Mean Power Frequency</i> )
PA	- Potencial de Ação
PAM	- Modulação por Amplitude de Pulso (do inglês <i>Pulse Amplitude Modulation</i> )
PUCPR	- Pontifícia Universidade Católica do Paraná
PWM	- Modulação por Duração do Pulso (do inglês <i>Pulse Width Modulation</i> )
RF	- Músculo Reto Femoral
RMS	- Valor Eficaz (do inglês <i>Root Mean Square</i> )
SCI	Spinal Cord Injury (lesão medular)
S1	- Primeira Sessão
S2	- Segunda Sessão
THKAFO	- Órtese Tronco-Quadril-Joelho-Tornozelo-Pé (do inglês <i>Trunk-Hip-Knee-Ankle-Foot-Orthosis</i> )
UTFPR	- Universidade Tecnológica Federal do Paraná
VH	- Voluntário Hígido

VL - Músculo Vasto Lateral  
VLM - Voluntário portador de Lesão Medular

# SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>13</b>
1.1 MOTIVAÇÃO.....	13
1.2 OBJETIVOS.....	16
1.2.1 Objetivo Geral.....	16
1.2.2 Objetivos Específicos.....	16
1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	17
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>18</b>
2.1 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL.....	18
2.1.1 Evolução e definição.....	18
2.1.2 Lesão medular.....	19
2.1.3 Sistemas comerciais e aplicação híbrida de FES.....	20
2.1.4 Parâmetros elétricos da FES.....	20
2.1.5 Eletrodos.....	22
2.1.6 Benefícios secundários da FES.....	23
2.1.7 Controle motor fisiológico.....	23
2.1.8 Modificação neuronal com a FES.....	24
2.1.9 Fadiga muscular.....	25
2.1.10 Adaptação do motoneurônio.....	26
2.1.11 Mecanomiografia (MMG).....	28
2.1.12 O controle motor artificial pela FES.....	28
2.1.13 Índices de fadiga muscular.....	33
2.2 MEDULA ESPINAL E PROPRIOCEPÇÃO MUSCULOTENDINOSA.....	34
2.2.1 Ontogenia do Sistema Nervoso.....	34
2.2.2 Espasticidade.....	36
2.2.3 Fuso Muscular.....	37
2.2.4 Órgão tendinoso de Golgi.....	38
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>40</b>
3.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	40
3.1.1 Comitê de Ética em Pesquisa.....	40
3.1.2 População.....	40
3.1.2.1 Voluntários hígidos.....	40
3.1.2.2 Voluntários portadores de lesão medular.....	40

3.2	MATERIAIS.....	42
3.3	COLETA DE DADOS .....	42
3.3.1	Ângulo articular.....	42
3.3.2	Estimulação elétrica funcional .....	43
3.3.3	Sinal da mecanomiografia.....	43
3.4	PROCEDIMENTO .....	44
3.5	ANÁLISE DOS DADOS .....	47
<b>4</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>52</b>
4.1	AMOSTRA .....	52
4.2	DETERMINAÇÃO DA AMPLITUDE DOS PERFIS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL .....	53
4.3	TEMPO DE CADA SÉRIE PARA DIFERENTES PERFIS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL .....	54
4.4	ÂNGULO DO JOELHO MANTIDO DURANTE AS SESSÕES .....	55
4.5	SINAL DE MMG.....	57
4.6	ÍNDICE DE EFICIÊNCIA .....	60
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>61</b>
5.1	ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	61
5.1.1	Determinação da amplitude do estímulo elétrico.....	61
5.1.2	Variação temporal e angular para diferentes perfis de estimulação elétrica funcional	61
5.1.3	Sinal de MMG.....	62
5.1.4	Índice de eficiência.....	64
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>66</b>
6.1	TRABALHOS FUTUROS .....	67
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>68</b>
	<b>APÊNDICE .....</b>	<b>83</b>
	<b>ANEXO .....</b>	<b>100</b>

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 MOTIVAÇÃO

A lesão medular (LM) é uma lesão na medula espinal que tem origens genéticas ou causas traumáticas (BEDBROOK, 1981). Segundo IBGE (2000)<sup>1</sup>, 14,5% da população brasileira é portadora de algum tipo de deficiência física, desses, 22,9% são portadores de deficiência motora, o que limita a acessibilidade dessas pessoas às necessidades básicas como movimentação de um ponto a outro (STOKES, 2000). Segundo a Rede SARAH de hospitais, foram atendidos nos últimos 10 anos 9.019 pacientes com sequela de LM traumática de diferentes etiologias como mostra a Tabela 1.

Tabela 1 – Causas de lesão medular e índices no Brasil

<i>Etiologia da lesão</i>	<i>Porcentagem</i>
Acidente automobilístico	37,2 %
Arma de fogo	28,7 %
Quedas (alteração de nível)	16,8 %
Mergulho	8,9 %
Causas diversas	8,5 %

Fonte: (SARAH, 2010)

A necessidade de movimentação de pessoas com LM (BAJD *et al.*, 1983) pode ser suprida com o uso de estimulação elétrica funcional (FES) (RUSHTON, 1997). A utilização da FES traz benefícios diretos como: melhora osteo-muscular, aumento da velocidade e coordenação da marcha, além de benefícios cardiopulmonares (NIGHTINGALE *et al.*, 2007) e, conseqüentemente, psicológicos.

O controle motor por meio de FES pode ser realizado de duas formas, as quais estão relacionadas ao conceito de controle em malha fechada e malha aberta. Entende-se por malha aberta um sistema de controle que não possui realimentação automatizada. Esse sistema consiste em aplicar um sinal (estímulo elétrico) na entrada de uma planta (músculo ou nervo

<sup>1</sup> IBGE, **As pessoas portadoras de deficiência e o censo 2000**, Acesso em: 19 de janeiro de 2010, disponível em: <http://www.ibge.gov.br/ibgeteen/datas/deffisica/censo2000.html>

motor), esperando-se que a variável controlada na saída consiga atingir um determinado valor ou apresente o comportamento desejado (movimento planejado). Nos sistemas de controle, existe um módulo chamado controlador, cujo sinal de entrada depende da saída do sistema na configuração em malha fechada. Em malha aberta, a entrada não depende da saída. Já em malha fechada, as informações monitoradas na saída (por meio de sistemas de medição) realimentam a entrada do controlador. A partir de tais informações, o sistema de controle define o nível de ajuste a ser aplicado ao estímulo, corrigindo eventuais erros e buscando atingir o objetivo desejado (VENKATASUBRAMANIAN *et al.*, 2006).

Portanto, em um sistema de malha aberta (SHEFFLER e CHAE, 2007), o ajuste permanente dos parâmetros eletrofisiológicos e/ou biomecânicos, tais como a adaptação (LIPPOLD *et al.*, 1960) do motoneurônio (GORMAN *et al.*, 2005) frente à estimulação elétrica (LIEBER e KELLY, 1993) ou fadiga muscular (PETROFSKY, 2004), são corrigidos manualmente pelo terapeuta ou operador que reajusta os parâmetros elétricos do estimulador elétrico. Já em malha fechada (RUSHTON, 1997; DIETZ *et al.*, 1999), sistemas de medição para aquisição de sinais biomecânicos ou eletrofisiológicos são utilizados no sistema de realimentação do estimulador elétrico. A utilização de estratégias de controle, tanto em malha aberta quanto em malha fechada, pode ser conjugada ao uso de órteses de membros inferiores (MMII) ou dos membros superiores para treino de bipedestação e/ou deambulação em paraplégicos; entretanto, o sistema em malha fechada tende a ter uma resposta melhor (DONALDSON e YU, 1998).

A vantagem da utilização de sistemas em malha fechada é que eles mantêm o nível de angulação e/ou torque, por meio do incremento da intensidade estimulatória da FES ao longo do tempo e buscam retardar a perda de torque articular decorrente da fadiga muscular (ORIZIO *et al.*, 2004). Também proporcionam a correção de possíveis variações musculares decorrentes da espasticidade (GOLLEE *et al.*, 2004).

Os principais sistemas de medição utilizados em malha fechada englobam acelerômetros, *strain-gauges* (e células de carga), microfones, *laser's*, giroscópios, dinamômetros, eletrogoniômetros, dentre outros (RUSHTON, 1997; MATSUNAGA *et al.*, 1999; BACHSCHMIDT *et al.*, 2001; POPOVIC e THRASHER, 2004; MCANDREW *et al.*, 2006b; RUETERBORIES *et al.*, 2010; SCHEEREN *et al.*, 2010). *Softwares* de controle são utilizados para melhorar a atividade da FES, garantindo maior estabilidade em malha fechada por meio da modelagem matemática. A literatura apresenta estratégias de controle utilizando técnicas, como redes neurais (JEZERNIK *et al.*, 2004) contribuindo para sustentação do torque muscular (ABBAS e TRIOLO, 1997; KUROSAWA *et al.*, 2005; ZHANG e ZHU,



2006) ou lógica *fuzzy* para movimentação articular com a FES (DAVOODI e ANDREWS, 2004).

Sistemas mais avançados, além do processo de realimentação da FES, permitem a antecipação<sup>2</sup> (PAI *et al.*, 2003) do sistema músculo-esquelético para elaboração do movimento subsequente (ZHANG e ZHU, 2006) prevenindo a fadiga muscular eletrogoniômetro (MARION *et al.*, 2010). Antecedendo a FES, pode-se realizar uma simulação computacional do movimento, como descrito em To *et al.* (2005), que modelaram um sistema híbrido por meio de órtese recíproca THKAFO (tronco, quadril, joelho, tornozelo e pé) com controle em malha fechada (TO *et al.*, 2005). Estudos recentes mostram que a ativação da FES para próteses neurais pode ser realizada pelo córtex motor do próprio paciente, isto é, com o controle proveniente do próprio usuário (PATIL *et al.*, 2004), definindo um sistema híbrido para um sistema de controle de FES por interface cérebro-máquina (TONET *et al.*, 2008).

Devido a variações fisiológicas como fadiga muscular (RIENER, 1999) e a adaptação do motoneurônio (KANDA e HASHIZUME, 1992), o uso da FES é limitado devido ao decaimento da força muscular em função de sua aplicação constante. A mecanomiografia (MMG) mede as oscilações mecânicas dos músculos durante a contração. Por ser um sinal mecânico, o sinal mecanomiográfico não é afetado diretamente pela interferência da FES (SEKI *et al.*, 2003; FALLER *et al.*, 2009). A aplicação de FES, em conjunto com sensores biomédicos como os de eletrogoniometria e de MMG, possibilita a criação de sistemas em malha fechada. Este tipo de sistema corrige automaticamente as alterações musculares decorrentes da aplicação da FES ao longo do tempo. Devido às variações fisiológicas evocadas pela aplicação da FES, a escolha padrões estimulatórios ótimos é necessária (PACKMAN-BRAUN, 1988).

O homem busca mecanismos para suprir capacidades fisiológicas perdidas como o natural ato do movimento, o qual requer o circuito de ativação (sistema nervoso central), sistema efetor (neuromuscular), o circuito sensorial (vias nervosas e neuronais ascendentes) realimentando o sistema nervoso central, para que o evento continue se adaptando às alterações proporcionadas pelos meios externo e interno. A aplicação de FES gera efeitos momentâneos como a movimentação articular por meio da contração muscular. Em longo prazo, a FES promove o fortalecimento do tecido muscular, melhora a condição cardiorrespiratória e desenvolve a plasticidade das vias neuronais. Sistemas que podem

---

<sup>2</sup> do inglês: *feedforward*

corrigir ou antecipar o processo da FES, sem que ocorra fadiga ou decaimento do torque motor, incrementam todos os benefícios da FES citados.

Com a evolução tecnológica, vem sendo desenvolvidos meios de controle artificial para o corpo humano, cujo objetivo é melhorar a qualidade de vida de pessoas que sofreram um dano físico parcial ou total. A FES, utilizada concomitantemente com sistemas de medição para ampliar sua aplicação, demarca os sistemas em malha fechada como de maior viabilidade reabilitacional para o homem quando acometido por patologias incapacitantes, como é o caso da LM. Uma perspectiva futura para a utilização da FES em malha fechada é o seu uso permanente como uma prótese neural. Estratégias de controle com FES poderiam, em tese, manter o paciente com o nível desejado de contração muscular, evitando alterações indesejáveis como adaptação do motoneurônio e/ou fadiga muscular. Trabalhos envolvendo o tema de FES em malha fechada são desenvolvidos por universidades e centros de pesquisa no exterior (Servia, Canadá, Japão, EUA) e no território brasileiro como, por exemplo, na UTFPR, PUCPR, USP, UNICAMP e UFSCAR.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo Geral

Esta dissertação tem como objetivo geral investigar a influência dos parâmetros estimulatórios na eficiência da contração muscular evocada pela FES em voluntários hígidos e em portadores de lesão medular.

### 1.2.2 Objetivos Específicos

Especificamente, pode-se elencar os seguintes objetivos:

- 1) Comparar as variações mecanomiográficas dos voluntários hígidos e portadores de lesão medular mediante a aplicação de diferentes perfis estimulatórios de FES;
- 2) Comparar a eficiência na contração muscular eliciada artificialmente entre os perfis estimulatórios de FES aplicados na pesquisa experimental.

### 1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada em seis capítulos. No Capítulo 2, apresenta-se a fundamentação teórica com a revisão da literatura sobre estimulação elétrica funcional, controle motor fisiológico e artificial, fadiga muscular, adaptação do motoneurônio e breve explicação sobre origem do sistema nervoso central e espasticidade. O Capítulo 3 descreve o método utilizado nos procedimentos experimentais. No Capítulo 4, mostram-se os resultados obtidos a partir dos protocolos aplicados. No Capítulo 5, discutem-se os resultados à luz da literatura consultada. Por fim, no Capítulo 6, sintetizam-se as conclusões resultantes da pesquisa realizada e apresentam-se sugestões para futuros trabalhos.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesse capítulo, apresentam-se conceitos e subsídios teóricos necessários ao entendimento da pesquisa descrita nessa dissertação, abrangendo principalmente o estado da arte em estimulação elétrica funcional, a mecanomiografia e a fisiologia associada.

### 2.1 Estimulação elétrica funcional

#### 2.1.1 Evolução e definição

Relatos históricos afirmam que no ano 46 a.C. Scribonius Largus utilizava-se de peixes torpedo, que geravam tensões elétricas entre 25 a 30 V, para o tratamento de cefaléias e dores decorrentes de artrite gotosa (POPOVIC e THRASHER, 2004; FODSTAD e HARIZ, 2007). Em 1791, Luigi Galvani publicou seus comentários a respeito dos efeitos da eletricidade sobre o movimento muscular (GALVANI, 1791), importante obra onde descreveu estudos de estimulação elétrica nas patas traseiras de rãs com a carga estática proveniente de duas superfícies metálicas distintas (POPOVIC e THRASHER, 2004; VERKHRATSKY *et al.*, 2006; FODSTAD e HARIZ, 2007). Em 1855, o médico francês Guillaume Duchenne de Boulogne publicou um trabalho descrevendo o uso de estimulação elétrica (EE) sobre tecidos musculares, além de ser o primeiro pesquisador a ter sucesso na estimulação do nervo frênico (DUCHENNE, 1855).

Atualmente, a abrangência de aplicação da EE vai além do foco desta revisão que está voltada para o controle motor. Na literatura, estudos descrevem a aplicação de EE por meio de eletrodos implantáveis em órgãos sensoriais como retina e cóclea (POPOVIC e THRASHER, 2004) e trabalhos com estimulação cerebral profunda para distúrbios neurológicos como mal de Parkinson, síndrome de Tourette, epilepsia e transtorno obsessivo compulsivo (HE, 2005; DILORENZO e BRONZINO, 2007; FODSTAD e HARIZ, 2007). Ainda são encontradas pesquisas envolvendo EE aplicada à acupuntura (DELUZE *et al.*, 1992), à regeneração tecidual como a do tecido nervoso (SONG *et al.*, 2009), à analgesia por aplicação na região cerebral profunda, no córtex motor ou na medula espinal (POPOVIC *et al.*, 2001; DILORENZO e BRONZINO, 2007; FODSTAD e HARIZ, 2007).

A utilização de EE no tecido contrátil está associada a diversas aplicações como: (1) profilaxia<sup>3</sup> de contraturas e trombose venosa profunda (O'DONOVAN e O'KEEFFE, 2001); (2) redução de padrão motor espástico, bipedestação e deambulação (GRAUPE e KOHN, 1994; POPOVIC e THRASHER, 2004; FODSTAD e HARIZ, 2007); (3) melhora da condição cardiopulmonar (ISAKOV *et al.*, 1986; MCNEIL *et al.*, 2006) e metabólica (HAMADA *et al.*, 2004); (4) controle de movimentos de membro superior (PACKMAN-BRAUN, 1988) como a preensão manual (HOSHIMIYA *et al.*, 1989; POPOVIC *et al.*, 2001; THORSEN *et al.*, 2001; POPOVIC e THRASHER, 2004); (5) movimentos para vencer a ação da gravidade (CRAGO *et al.*, 1998) e movimentos finos como escrever (KILGORE *et al.*, 2006); (6) respiração artificial com estimulação do nervo frênico (DUCHENNE, 1855); (7) marca-passo cardíaco e; (8) esvaziamento da bexiga e fortalecimento do assoalho pélvico (POPOVIC e THRASHER, 2004; HE, 2005; FODSTAD e HARIZ, 2007).

### 2.1.2 Lesão medular

A paraplegia é uma condição neurológica proveniente de LM em nível torácico, lombar ou sacral, acarretando perda motora e/ou sensorial (MAYNARD *et al.*, 1997). Os principais fatores que contribuem para o aumento das estatísticas no número de pessoas que sofreram LM são quedas, acidentes esportivos e de trânsito, sendo este o que possui maior incidência entre os jovens (BURT, 2004; SARAH, 2010).

O processo de recuperação de pacientes com paraplegia requer diversos cuidados como a utilização de órteses para posicionar o joelho em extensão, o treino de bipedestação e deambulação, o controle e tratamento de possíveis alterações motoras existentes (como hipotonia, espasticidade e hipertonía) e a higienização quando não apresentam controle vesical e intestinal (ISAKOV *et al.*, 1986).

Dois tipos de nomenclatura são empregados na literatura para descrever a utilização de EE no neurônio motor em função das características do paciente. Quando a EE é aplicada em pessoas com LM objetivando produzir uma função corpórea, é denominada estimulação elétrica funcional (FES)<sup>4</sup> (PETROFSKY, 2004; POPOVIC e THRASHER, 2004) ou como estimulação neuromuscular funcional (do inglês *functional neuromuscular stimulation*) (VENKATASUBRAMANIAN *et al.*, 2006). Já quando o objetivo da EE é gerar movimentos

---

<sup>3</sup> prevenção

<sup>4</sup> do inglês: *functional electrical stimulation*

em pacientes hígidos, alguns autores utilizam a nomenclatura estimulação neuromuscular (AGNE, 2005) (EENM – do inglês *neuromuscular electrical stimulation* (HATZIS et al., 2007)). Doravante, como ainda não há um consenso da literatura em relação à nomenclatura em português, o termo FES será empregado para descrever EE visando a realização de movimento funcional, tanto em voluntário hígido (VH) quanto em voluntário portador de LM (VLM).

### 2.1.3 Sistemas comerciais e aplicação híbrida de FES

Comercialmente, além da FES, os tipos de estimulação elétrica para gerar contração muscular são a corrente russa (de Kots) (WARD e SHKURATOVA, 2002) e a interferencial (heteródina) (PETROFSKY, 2004; AGNE, 2005) com objetivo de fortalecimento. Quando a FES é utilizada concomitantemente à órtese, com o intuito de auxiliar o usuário a manter a posição ortostática ou deambular<sup>5</sup>, a nomenclatura passa a ser sistema de FES híbrida (TO *et al.*, 2005; AUDU *et al.*, 2010). A utilização da FES em uma musculatura com perda de função motora com o objetivo de criar movimento artificial, denomina-se prótese<sup>6</sup> neural (POPOVIC e THRASHER, 2004) ou neuroprótese (RIENER, 1999).

### 2.1.4 Parâmetros elétricos da FES

A alimentação do estimulador elétrico pode vir diretamente da rede elétrica ou por meio de baterias, que é mais empregada em aparelhos portáteis (MARSOLAIS e KOBETIC, 1987; GRAUPE e KOHN, 1994). Os parâmetros elétricos controlados são: a duração dos pulsos ( $\mu$ s ou ms), a amplitude da tensão (V) ou a intensidade de corrente (A) e a frequência dos pulsos e dos *bursts* (Hz). Quando a modulação da FES ocorre variando-se a amplitude, considera-se a estimulação como modulada por amplitude de pulso (PAM)<sup>7</sup>, ao passo que quando controlada pela duração do pulso, a estimulação é classificada como modulada por variação da duração de pulsos (PWM)<sup>8</sup> (THRASHER *et al.*, 2005).

---

<sup>5</sup> andar

<sup>6</sup> componente artificial que tem por finalidade suprir necessidades perdidas por alguma região do corpo

<sup>7</sup> do inglês: *pulse amplitude modulation*

<sup>8</sup> do inglês: *pulse width modulation*

A duração do pulso é denominada período ativo (*on*) e ao intervalo entre pulsos denomina-se período inativo (*off*). Geralmente, a frequência da portadora é superior a do *burst*, é chega a atingir milhares de hertz. Modulando a da frequência portadora, tem-se o *burst*, que compreende uma sequência de pulsos, denominado trem de pulsos, e cuja duração define o período ativo do *burst*. Contudo, o período inativo do *burst*, caracterizado pela ausência de pulsos, possui um tempo de duração mais prolongado (WARD e SHKURATOVA, 2002), conforme ilustra a Figura 1. Os pulsos podem ser bifásicos (simétricos ou assimétricos) ou monofásicos (POPOVIC *et al.*, 2001; POPOVIC e THRASHER, 2004), com diferentes formas de onda como retangular, serrilhada e senoidal (normal ou modulada) (BAKER *et al.*, 1988).

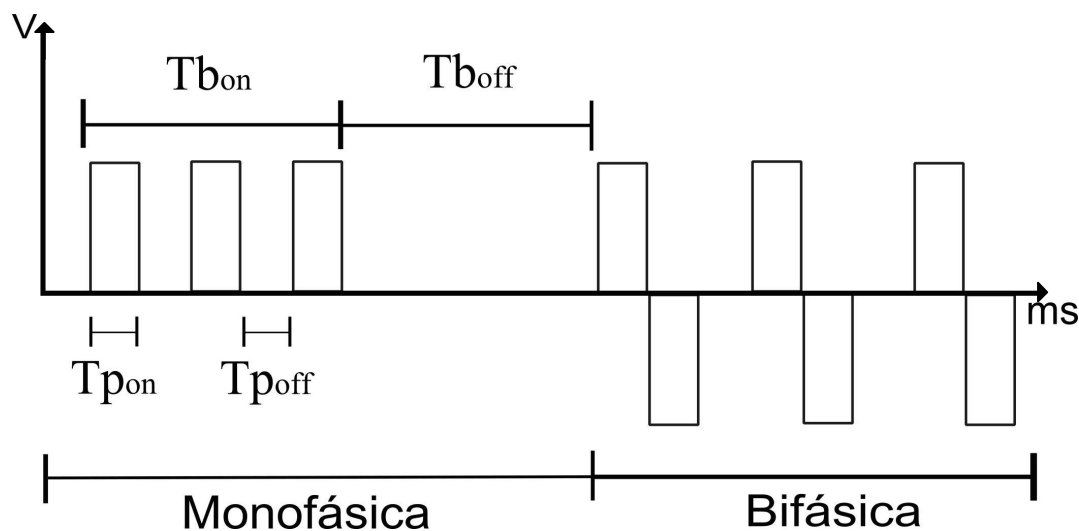


Figura 1 - Duração de pulso com onda quadrada e de burst  
Tempos de alta ( $T_{p_{on}}$ ) e de baixa do pulso ( $T_{p_{off}}$ ) (em  $\mu s$ ) informam a frequência da portadora. *On* e *off* do *burst* (em ms) informam a duração do *burst*. Monofásica - pulso em apenas uma polaridade (positiva ou negativa); Bifásica - pulso alterna a sua polaridade a cada pulso.  $T_{b_{on}}$ : período ativo do *burst*,  $T_{b_{off}}$ : período inativo do *burst*,  $T_{p_{on}}$ : período ativo do pulso,  $T_{p_{off}}$ : período de repouso do pulso.

Frequências inferiores a 20 Hz provocam contração fasciculada<sup>9</sup>, que é ineficaz para geração de movimentos funcionais e superiores a 70 Hz (PETROFSKY, 2004; AGNE, 2005) provocam desconforto sensorial em pacientes com sensibilidade nociceptiva presente (PACKMAN-BRAUN, 1988; ROONEY *et al.*, 1992; RABISCHONG, 1996).

Uma condição importante para a aplicação de FES é o grau de inervação e hipotrofia muscular. Quanto maior o nível de desnervação e hipotrofia, maior é a corrente necessária para despolarizar as células nervosas e musculares, o que pode inviabilizar o tratamento em certos casos (POPOVIC *et al.*, 2001). Outras tecnologias como a estimulação magnética

<sup>9</sup> Contração de poucos grupos de fascículos do tecido muscular desenvolvendo pouca resposta de força

transcraniana ou a estimulação com laser de infravermelho de curta duração (DILorenzo e BRONZINO, 2007) também são empregadas com o objetivo de estimular tecidos, à semelhança da FES.

#### 2.1.5 Eletrodos

Metodologicamente, a FES pode ser aplicada por meio de eletrodos transcutâneos (ou de superfície), percutâneos (posicionados abaixo da pele por meio de punção, em que os cabos estendem-se para o meio exterior e são conectados aos módulos externos) ou implantados (procedimento cirúrgico). Os eletrodos de superfície são colocados sobre a pele e podem ser auto-adesivos ou de silicone-carbono com gel (PETROFSKY, 2004). Quando se tem um par de eletrodos, um ativo e outro de referência, a FES é uni- ou monopolar. Quando a FES possui dois eletrodos ativos e mais um eletrodo como referência, a aplicação é bipolar (THRASHER *et al.*, 2005). Segundo Geddes e Baker (1989), em aplicação monofásica, eletrodos de mesmo tamanho definem a estimulação elétrica como bipolar. Eletrodos com tamanhos distintos, a aplicação é monopolar, sendo que no menor eletrodo (5 cm x 5 cm) haverá uma maior densidade de corrente.

A resistência elétrica tecidual tem grande variação dependendo do acoplamento do eletrodo. Com uma frequência de 60 Hz, a pele seca tem uma impedância aproximada de 93,0 k $\Omega$ /cm<sup>2</sup>; já eletrodos (silicone-carbono) com gel sobre a pele, a resistência é reduzida para 10,8 k $\Omega$ /cm<sup>2</sup>; eletrodos implantáveis apresentam 0,2 k $\Omega$ /cm<sup>2</sup> (BRONZINO, 1992) e podem ser posicionados ao redor do tecido nervoso ou no meio intramuscular (POPOVIC *et al.*, 2001; POPOVIC e THRASHER, 2004), o que melhora significativamente os efeitos da FES. Em relação ao desempenho da marcha em pacientes com LM, eletrodos transcutâneos são menos seletivos, necessitando de maior amplitude do estimulador elétrico, quando comparados aos implantáveis (MARSOLAIS e KOBETIC, 1988). Isso se deve à necessidade da utilização de vários eletrodos e, especialmente, pela dificuldade de se atingir músculos profundos. Os eletrodos implantáveis devem ser de material biocompatível para evitar processos inflamatórios. Esses processos ocasionam alteração da impedância dos tecidos adjacentes (tegumentar, conjuntivo e muscular), dificultando a aplicação da FES (SHIMADA *et al.*, 1996).

A literatura descreve diferentes posicionamentos de eletrodos de FES com o objetivo de maximizar a densidade de corrente, o que contribui para uma EE mais efetiva. Utilizou-se



um eletrodo com 140 cm<sup>2</sup> (ânodo)<sup>10</sup> sobre o ventre do músculo gastrocnêmio e outro eletrodo com 3,14 cm<sup>2</sup> (cátodo)<sup>11</sup> sobre o ponto motor do músculo tibial anterior (ORIZIO *et al.*, 2004), obtendo uma densidade de corrente 45 vezes maior no cátodo. Por meio de biópsia em tecido muscular de portadores de LM, evidenciou-se aumento enzimático devido ao treinamento realizado com a FES (CASTRO *et al.*, 1999).

#### 2.1.6 Benefícios secundários da FES

A FES traz benefícios a portadores de alteração de movimento, como a paralisia decorrente da LM (KERN *et al.*, 2010b). O uso de FES também influencia as condições cardiopulmonar e metabólica, como na captação da glicose sanguínea e oxidação do carboidrato (HAMADA *et al.*, 2004). Valenga *et al.* (2008) desenvolveu um sistema de FES aplicada à musculatura diafragmática com acionamento por sensor de temperatura, sincronizando a ativação da FES com o período inspiratório.

Mcneil *et al.* (2006) evidenciaram benefícios realizando um experimento com aplicação de FES visando a melhora da condição cardiopulmonar em pacientes hígidos. O protocolo experimental consistiu da aplicação de FES sobre o nervo fibular comum durante um período de 2 min com intensidade suficiente para gerar 50% da contração voluntária máxima com frequência de *burst* de 25 Hz. Na comparação dos resultados experimentais com o grupo controle, no qual se realizou somente contração voluntária, constatou-se que o grupo experimental foi o que obteve maior nível de saturação de O<sub>2</sub> 1 min após o término do exercício, 119,7% ± 8,9% contra 104,8 ± 5,7% do grupo controle.

#### 2.1.7 Controle motor fisiológico

O sistema nervoso central possui vias de estímulos eferentes<sup>12</sup> (BEAR *et al.*, 2002; MACHADO, 2006) que são responsáveis pela ativação muscular, glandular, dentre outras funções. O sistema nervoso central também possui uma via de estímulos aferentes<sup>13</sup> (KANDEL *et al.*, 1991; BEAR *et al.*, 2002; MACHADO, 2006) que oferece realimentação

---

<sup>10</sup> Eletrodo que recebe elétrons

<sup>11</sup> Eletrodo que emite elétrons

<sup>12</sup> Do sistema nervoso central em direção ao sistema nervoso periférico

<sup>13</sup> Do sistema nervoso periférico em direção ao sistema nervoso central

(TONET *et al.*, 2008) de uma série de informações, tais como localização espacial do segmento, velocidade de deslocamento e sensibilidades tátil e nociceptiva (KANDEL *et al.*, 1991).

As vias neuronais proprioceptivas são de fundamental importância para a deambulação humana (GRAZIANO, 2006), pois enviam estímulos aferentes que corrigem os desequilíbrios que ocorrem durante a marcha (KNIKOU e CONWAY, 2005), contribuindo com o sistema de realimentação da medula espinal (PIERROT-DESEILLIGNY e BURKE, 2005). Loeb (2001) apresenta uma proposta didática à explicação do mecanismo de controle motor que pode ser comparado a uma marionete, como mostra a Figura 2, onde o ventríloquo representaria o sistema nervoso central, os cordões as vias neuronais motoras e aferentes e o boneco o sistema músculo-esquelético.

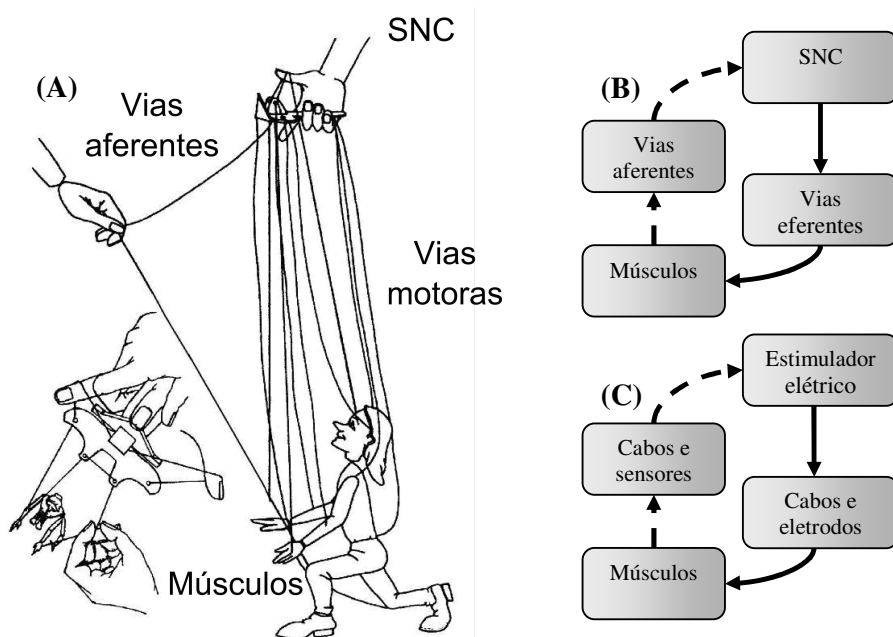


Figura 2 - Representação modificada do controle motor

Modificado de Loeb (2001). Em (A), sistema de controle motor coordenado pelo sistema nervoso central com informações de saída e entrada, em (B) seu diagrama em blocos e em (C) diagrama em blocos do controle neuromuscular artificial.

### 2.1.8 Modificação neuronal com a FES

Além das vantagens da capacidade de locomoção com a aplicação de FES, constata-se que seu uso acarreta em ganho de massa muscular e estimula a remodelagem neuronal

(KANDEL *et al.*, 1991; BEAR *et al.*, 2002; DIETZ e HARKEMA, 2004), reorganizando as vias neuronais (THRASHER *et al.*, 2006; VANDERTHOMMEN e DUCHATEAU, 2007), fortalecendo a ativação de áreas corticais e suas conexões descendentes (EVERAERT *et al.*, 2010). A Atividade muscular altera as vias neuronais (CARROLL *et al.*, 2001; DUCHATEAU e ENOKA, 2002), principalmente do córtex motor e dos gânglios da base.

Essa plasticidade de longo prazo é representada por (1) decremento da ativação da musculatura antagonista, (2) aumento da atividade da unidade motora e (3) incremento na ativação da musculatura sinergista (HIGBIE *et al.*, 1996). A remodelagem neuronal ocorre devido à estimulação local sobre o músculo ou ativação antidrômica (sentido terminal do axônio para o soma) (BUTLER, 2003) nas células motoras do corno anterior da medula espinal.

Sinapses de Hebb ocorrem em regiões do sistema nervoso central que estão associadas à memória e ao aprendizado (sensório-motor), utilizando-se do PA de longa duração presente, principalmente, nos neurônios que utilizam Glutamato como neurotransmissor nos receptores NMDA e AMPA. Sinapses desse tipo estão presentes ao nível das células do corno anterior da medula espinal (RUSHTON, 2003).

A eficácia de uma abordagem reabilitacional depende do uso de FES associado a algum sistema de realimentação provido pelo paciente, onde o papel da FES é executar a função do movimento perdido e o paciente deve interpretar o movimento como se estivesse sendo realizado voluntariamente. Essa estratégia permite uma ativação de vias neuronais que, conseqüentemente, favorece a remodelagem neuronal (RUSHTON, 2003).

### 2.1.9 Fadiga muscular

Fadiga muscular é definida como o decremento da capacidade de geração de força, não está relacionado com a baixa da frequência do PA, apenas com a fibra muscular (BLNDER-MACLEOD e SNYDER-MACKER, 1993). Com a fadiga, os potenciais de ação registrados pela eletromiografia (EMG) apresentam uma diminuição na frequência (RABISCHONG, 1996). O músculo estriado esquelético é dividido basicamente em fibras do tipo F (ou II), de rápida contração/fadiga muscular e do tipo S (ou I), de contração lenta contração/fadiga muscular (MARINI e VEICSTEINAS, 2010). Fibras musculares do tipo lentas tem uma condução nervosa mais lenta. A densidade de fibras nervosas em miofibrilas de contração do tipo lenta tem uma densidade de conexões menores que em fibras rápidas. No

músculo gastrocnêmio medial de ratazanas, não há correlação entre a velocidade da condução do axônio e o número de ramos terminais em motoneurônios, ou seja, a velocidade do axônio depende mesmo de seu calibre, e não do número de terminais sinápticos que inervam a miofibrila (KANDA e HASHIZUME, 1992). Em ratos, a concentração de  $\text{Ca}^{++}$  intracelular na miofibrila começa a reduzir após a tetânia (estágio de maior contração), sendo acompanhada pela diminuição da tensão muscular (WESTERBLAD e ALLEN, 1993). Em humanos (ALLEN *et al.*, 2008), postula-se que a fadiga muscular ocorre da mesma maneira que em animais, com alterações intracelulares como aumento do lactato e  $\text{H}^+$  e redução do ATP<sup>14</sup> e  $\text{Ca}^{++}$ .

#### 2.1.10 Adaptação do motoneurônio

Logo após a aplicação de estimulação elétrica constante para a despolarização da célula nervosa, existe uma rápida queda ( $\sim 0,1\text{s}$ ) na frequência de despolarização, denominada de adaptação inicial. Após esse evento, a frequência começa a decair lentamente de forma exponencial, caracterizando a adaptação tardia (POWERS *et al.*, 1999). A adaptação inicial do motoneurônio, pode ser devido ao aumento da condutância do íon  $\text{K}^+$  (BARRETT *et al.*, 1980). A redução da frequência dos potenciais de ação podem ser explicados pelo aumento do limiar de despolarização (LD) da célula nervosa devido à inativação dos canais iônicos de  $\text{Na}^+$  (HODGKIN e HUXLEY, 1952) nos motoneurônios (SPIELMANN *et al.*, 1993) como ocorre em receptores sensoriais (GRAY e MATTHEWS, 1951; LIPPOLD *et al.*, 1960; FUKAMI, 1981; CHUNG *et al.*, 2002), caracterizando a adaptação (HODGKIN e HUXLEY, 1952; HUNT e OTTOSON, 1975) tardia da célula nervosa sobre um estímulo prolongado como frio, toque, dor, FES ou mesmo contração voluntária (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1983).

Em contração isométrica, as frequências de disparo dos motoneurônios ficam entre 20 e 50 Hz. Fibras musculares com maior número de fibras S apresentam menores frequências; mas o oposto ocorre com as fibras F (BELLEMARE *et al.*, 1983). Em uma contração isométrica, o intervalo de pulso é incrementado, reduzindo, assim, a frequência do sinal (DE LUCA e FORREST, 1973). A adaptação é mais pronunciada em motoneurônios de fibras F do que S (GANDEVIA, 1998). Em humanos, com uma contração voluntária sustentada durante 60s, a frequência do motoneurônio decai de 27 Hz para 14 Hz (BIGLAND-RITCHIE

---

<sup>14</sup> Adenosina Tri-Fosfato, nucleotídeo com Purina adenosina e três ligações de fosfato (VIEIRA *et al.*, 1999)

*et al.*, 1983). A inibição central provocada pela célula de Renshaw (inibitória) na medula espinal pode influenciar no declínio da frequência do motoneurônio durante a fadiga muscular (GANDEVIA, 1998).

A adaptação dos motoneurônios e dos interneurônios em tartarugas com aplicação de estimulação elétrica durante 30 s, por exemplo, é descrita de modo similar na literatura. Nos primeiros 5 s de estímulos, a frequência decai em torno de 33%, e depois continua decaindo durante os próximos 25s, até atingir uma redução em frequência de aproximadamente 40% (GORMAN *et al.*, 2005). A adaptação do motoneurônio de tartarugas tem um decaimento exponencial, sendo modelada pela equação 1.

$$f = k + A_1 e^{-t/\tau_1} + A_2 e^{-t/\tau_2} + \dots + A_n e^{-t/\tau_n} \quad (1)$$

onde  $t$  representa tempo em s após o primeiro *spike* do sinal,  $k$  é constante de equilíbrio (quando a frequência passa de um exponencial para outra),  $A_1 \dots A_n$  (Hz) são as amplitudes de cada exponencial, e  $\tau_1$  e  $\tau_n$  são constantes de tempo. Em sanguessugas, aplicando EE no motoneurônio, independente da intensidade aplicada (0,5; 1; 1,5; 2 nA), a frequência de despolarização do sinal decai 50% em 1s após a aplicação (TIAN *et al.*, 2010). Na adaptação de motoneurônios do nervo hipoglosso de ratazanas durante a aplicação de EE constante, de 60 s, ocorre uma redução de ~30 Hz para ~22 Hz nos primeiros 10s de estimulação, e depois a frequência continua a decair suavemente nos 50 s restantes (POWERS *et al.*, 1999).

Usando eletrodo intracelular localizado no músculo gastrocnêmio medial de gatos anestesiados, onde o sinal eletrofisiológico foi registrado nos motoneurônios da medula espinal. Aplicou-se FES com frequência de burst em 40 Hz, durante um período de 4 min continuamente. Demonstrou-se que a aplicação do estímulo prolongado faz com que a frequência do PA sofra um decremento de aproximadamente 50% nos 30 s iniciais, quando então começa a decair muito lentamente até o final dos 4 min, sem alteração da amplitude do sinal (KERNELL e MONSTER, 1982b). Repetindo o mesmo estudo, mas com diferenciação entre os tipos de fibras musculares, observa-se que as fibras F apresentam decaimento da frequência de disparo mais rapidamente que as fibras S. Com os valores normalizados, para o primeiro minuto de estimulação, a adaptação das fibras rápidas provoca uma queda de 60% da força, acompanhando o declínio da frequência; o mesmo não ocorre com as fibras S (KERNELL e MONSTER, 1982a), sendo que tanto a frequência como a força variam muito pouco no primeiro minuto. De Luca *et al.* (1982) utilizando EMG, demonstrou que em

contração voluntária do músculo deltóide, existe uma divergência entre o sinal do PA do motoneurônio e do sinal de força. SPIELMANN *et al.* (1993) utilizando-se de gatos anestesiados, avaliou a adaptação dos motoneurônios de músculos do tipo F e S frente a uma estimulação elétrica constante. Durante testes com EE mantida durante 240 s, um motoneurônio tipo F apresentou redução de ~30 Hz para ~3 Hz ao final do período de estimulação, enquanto o motoneurônio de uma fibra tipo S apresentou redução de ~20 Hz para ~15 Hz ao final do experimento, demonstrando que a redução da frequência do motoneurônio é análoga a fadiga muscular.

#### 2.1.11 Mecanomiografia (MMG)

A técnica de medição denominada MMG (KRUEGER *et al.*, 2010) ou vibromiografia (ZHANG *et al.*, 1996), mede a oscilação proporcionada pelo tecido muscular durante a contração (NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2008). Os sistemas de medição mecanomiográfica monoaxial podem ser construídos com microfones piezoelétricos (COBURN *et al.*, 2005), ou sensores *laser* (ORIZIO *et al.*, 1999b). McAndrew *et al.* (2006b) utilizaram MMG com sensor *laser* para avaliar a contração muscular eliciada por FES no músculo bíceps braquial de VHS. Mostraram que, variando-se a duração do pulso da FES obtém-se um aumento no abalo muscular registrado no sinal de MMG. O sensor de aceleração é um dispositivo que também pode ser utilizado na medição de MMG e pode fornecer sinais de vibração em um, dois ou três eixos (NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2008).

#### 2.1.12 O controle motor artificial pela FES

A Tabela 2 apresenta uma sinopse cronológica de pesquisas que utilizaram FES para evocação de diferentes movimentos funcionais, além da apresentação dos parâmetros, sistemas de medição, voluntário (com LM ou hígado) e o objetivo das tarefas realizadas.

Tabela 2 - Perfis para controle neuromuscular artificial

Autores	Duração de pulso (período ativo do pulso)	Amplitude/ Intensidade	Burst	Fase		Malha		Eletrodos		Membro		Voluntário		Órteses	Objetivos					Sistemas de medição (realimentação)
				M	Bf	Fe	Ab	Tr	Pe	In	Su	LN	Hig		D	S	B	F	C	
(MARSOLAIS e KOBETIC, 1987)	0-150 $\mu$ s	20 mA	25 Hz		X		X		X	X		11	0	Muletas	X	X				Dinamômetro
(MARSOLAIS e KOBETIC, 1988)	$\mu$ s Tr: 0-255	Pe: 20 mA Tr: 100 mA	16-50 Hz		X	X	X	X	X	X		8	0	Recíproca Andador	X	X				Dinamômetro
(FUJITA <i>et al.</i> , 1995)	200 $\mu$ s	> 15 V	20 Hz	bi			X		X	X		2	0	Nenhuma			X			Plataforma de força
(MATSUNAGA <i>et al.</i> , 1999)	200 $\mu$ s	60% CVM	20 Hz 100 Hz	rt			X	X		X		4	20	Nenhuma				X		Dinamômetro isocinético
(FISEKOVIC e POPOVIC, 2001)	350 $\mu$ s	0 – 120 mA	20 Hz		X	X	X	X		X		1	0	AFO Andador	X					Eletrogoniômetro Strain-gauge Acelerômetro
(GOLLEE <i>et al.</i> , 2004)	LN:0-800 $\mu$ s Hig:0-500 $\mu$ s	LN: 120 mA Hig: 60 mA	20 Hz	X			X		X		X	1	1	Wobbler			X			Eletrogoniômetro
(JEZERNIK <i>et al.</i> , 2004)	200 $\mu$ s	55 a 65 mA	20 Hz		X	X		X		X		2	6	Lokomat	X					Eletrogoniômetro
(THRASHER <i>et al.</i> , 2005)	250 $\mu$ s	34 - 110 mA	40 Hz		bi		X	X		X		7	0	Nenhuma				X		Strain-gauge
(THRASHER <i>et al.</i> , 2006)	0-300 $\mu$ s	18 – 110 mA	40 Hz		A s		X	X		X		5	0	KAFO Muleta	X					Nenhum
(MCANDREW <i>et al.</i> , 2006b)	50 – 500 $\mu$ s	0 – 180 V 0 – 85 mA	Single-twitch	rt			X	X			X	0	10	Nenhuma					X	MMG (laser)
(LANGZAM <i>et al.</i> , 2007)	100 $\mu$ s	0 – 30 mA	20 Hz	X			X		X		X	0	5	Nenhuma					X	EMG Célula de carga
(BAPTISTA <i>et al.</i> , 2009)	1000 $\mu$ s	40% CVM	20 Hz 100 Hz	*	*		X	X		X		0	10	Nenhuma				X		Dinamômetro
(BAILEY <i>et al.</i> , 2010)	0-200 $\mu$ s	20 mA	0-30 Hz	*	*		X		X	X		1	0	Andador	X					Dinamômetro

M-monofásica; Bf-bifásica; bi-bipolar; rt-retangular; as-assimétrica; Fe-fechada; Ab-aberta; Tr-transcutâneo; Pe-percutâneo; In-inferior; Su-superior; LN-lesão neurológica; Hig-hígido; AFO-órtese pé-tornozelo; KAFO-órtese pé-tornozelo Joelho; D-deambulação; S-subir escadas; B-bipedestação; F-fadiga muscular; C- contração muscular; \*-não encontrado.

No começo da década de 1960, Kantrowitz utilizou FES transcutânea e demonstrou a possibilidade de um paciente paraplégico atingir a posição ortostática com o auxílio de muletas (RUSHTON, 1997). Para a realização do movimento, os músculos quadríceps femoral e glúteo máximo foram estimulados. O estudo evidenciou a necessidade de desenvolver um sistema de segurança para a ação de sentar e a necessidade de realizar um treino prévio para evitar a ocorrência de fadiga muscular (POPOVIC e THRASHER, 2004), fato que contribuiu para a melhor adequação da estrutura laboratorial para os estudos subsequentes. Na mesma década, Liberson *et al.* utilizaram FES no tratamento de pé equino com estimulação do nervo fibular comum, produzindo dorsiflexão e eversão do pé durante a fase de balanço da marcha (TAYLOR *et al.*, 1999; POPOVIC *et al.*, 2001).

Já em 1987, relatavam-se movimentos mais elaborados realizados por meio de FES percutânea em paraplégicos. Os movimentos eliciados artificialmente objetivaram subir escadas e deambular com órteses. Foram estimulados os músculos responsáveis pela flexão, extensão, abdução e adução da pelve, os responsáveis pela extensão do joelho e pela flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo. O estimulador elétrico utilizado era portátil com 32 canais de estimulação (MARSOLAIS e KOBETIC, 1987). Passado um ano, melhorou-se o controle dos movimentos e agregaram ao sistema um estimulador elétrico transcutâneo (MARSOLAIS e KOBETIC, 1988), melhorou-se o controle dos movimentos e agregaram ao sistema um estimulador elétrico transcutâneo. O novo experimento foi realizado em malha aberta utilizando estimulação percutânea e transcutânea, concomitantemente. Oito participantes portadores de LM (T4 a T11) realizaram o movimento da marcha com passadas laterais e posteriores além de subir escadas com o auxílio de andador e/ou órtese de reciprocção. Os músculos que receberam eletrodos implantados foram o quadríceps femoral, iliopsoas, tensor da fáscia lata, grácil, sartório, tibial anterior, fibulares, gastrocnêmio, sóleo, semimembranáceo, glúteo máximo, porção posterior do adutor magno e glúteo médio. Os eletrodos de superfície foram posicionados nos músculos responsáveis pela extensão do tronco e quadrado do lombo. O intervalo entre os pulsos foi ajustado entre 20 e 60 ms.

Fujita *et al.*, (1995) trabalharam com FES percutânea em malha aberta para gerar o movimento de bipedestação com aplicação sobre o nervo motor, possibilitando o recrutamento de todas as fibras do músculo estimulado. Foram selecionados três pontos de estimulação percutânea: (1) tronco e ramos do nervo femoral, para estimular todas as fibras do músculo quadríceps femoral; (2) tronco do nervo fibular comum, para atingir os músculos: tibial anterior, fibular curto, longo e anterior e (3) músculos glúteo máximo, glúteo médio e isquiotibiais. No programa de bipedestação, utilizaram-se apenas barras paralelas e nenhum



sistema de medição de realimentação, pois se tratava de um estudo em malha aberta que propunha estimulação elétrica eficaz para manter a posição ortostática sem a necessidade do uso de órteses e com menos de 4% da massa corporal suprida como apoio.

Matsunaga *et al.* (1999), tinham o objetivo de identificar qual frequência de *burst*, baixa (20 Hz) ou alta (100 Hz), promovia mais fadiga muscular. O protocolo consistiu de aplicações da FES nas frequências baixa e alta para a realização de uma contração isométrica a 45° de extensão máxima da articulação do joelho medida por meio de um dinamômetro isocinético adaptado ao sistema. Observou-se que a fadiga muscular foi maior para as aplicações em baixa frequência, em comparação com a alta, considerando o mesmo torque. Isso sugere que a estimulação ininterrupta em frequência 100 Hz parece ser melhor quando se tem a intenção de manter contrações isométricas por um período de tempo maior. Baptista *et al.* (2009) encontraram resultados similares em contrações concêntricas e excêntricas máximas e submáximas para voluntários hígidos com FES.

Com o passar do tempo, uma série de pesquisas contribuiu para a evolução tecnológica da aplicação da FES, o que, conseqüentemente, trouxe melhoras aos portadores de LM; por exemplo, alterações dos perfis da FES e inserção de novos sistemas de medição para realimentação e conseqüente controle. Foi desenvolvido um estimulador elétrico bipolar de 16 canais que podia ser usado tanto em malha aberta quanto fechada (FISEKOVIC e POPOVIC, 2001). Utilizando órtese de tornozelo-pé (AFO) e um andador obtiveram a deambulação de VLM ao nível de lesão medular T9/T10. Estimulou-se o nervo fibular comum, o nervo femoral e os nervos glúteo superior e inferior. Os sistemas de medição utilizados para realimentação foram goniômetros analógicos posicionados lateralmente à articulação do joelho e da pelve, acelerômetros digitais na articulação da pelve e sensores analógicos de força na região plantar.

Gollee *et al.* (2004), Avaliaram o equilíbrio corporal, em um voluntário hígido e outro com LM, utilizando FES híbrida para posição ortostática com as mãos livres. Um eletrogoniômetro foi utilizado na articulação do tornozelo para fornecer realimentação das alterações angulares. Uma órtese denominada “Wobbler” foi confeccionada para manter a posição ortostática, fixando o tronco e mantendo os MMII em extensão. Aplicou-se também a FES no grupo muscular responsável pela flexão plantar de VLM. Realizou-se um treino para fortalecimento muscular por doze semanas com FES no nervo tibial (músculo gastrocnêmio) e no nervo fibular profundo (músculo tibial anterior). Uma leve oscilação da postura era provocada por meio de um toque para frente e outro para trás, desestabilizando o equilíbrio do

voluntário. A variação da angulação era percebida pelo sistema de realimentação que rapidamente a corrigia com o aumento ou redução da duração do pulso estimulatório.

Jezernik *et al.* (2004), Utilizaram FES e uma órtese com eletrogoniômetros acoplados, denominada “Lokomat”. A órtese media a amplitude de movimento das articulações do joelho e do quadril. O tipo de controle era de malha fechada e, por meio de processamento e modelagem matemática, controlava um sistema de servo-controle garantindo estabilidade ao movimento gerado pela FES. A FES foi aplicada em seis VHs e dois VLMs utilizando eletrodos de superfície sobre o quadríceps femoral. Durante 20 s, a FES era aplicada com um período de descanso de 1 min para evitar a fadiga muscular. Em estudo de caso com portador de LM, tendo sido o estimulador elétrico e os eletrodos implantados nos MMII, corroborou-se com a melhora da velocidade e coordenação da marcha após 36 sessões (BAILEY *et al.*, 2010).

Thrasher *et al.* (2005), avaliaram a fadiga muscular em portadores de LM. Para o grupo escolhido, dos parâmetros estimulatórios frequência, amplitude e duração de pulso, fixavam-se dois parâmetros enquanto o terceiro variava  $\pm 15\%$  em relação ao seu valor médio, randomicamente. A alteração ocorria a cada 100 ms. O torque foi medido por meio de uma célula de carga construída com *strain-gauges*. O critério estabelecido para a finalização do protocolo de fadiga foi o decaimento do torque em 70% do valor máximo obtido previamente ao protocolo. Os autores concluíram que a modulação randômica de frequência, duração do pulso e amplitude não produziu efeito sobre a fadiga muscular em contração isométrica para os músculos do quadríceps e tibial anterior, e que períodos de descanso de 10 min entre aplicações de FES eram ineficazes na recuperação das fibras musculares envolvidas no protocolo.

Em outro projeto, utilizou-se um sistema híbrido para deambulação com duas bengalas e órtese KAFO para um sistema em malha aberta, onde o disparo da FES era ativado por um contato mecânico (*pushbutton*). Os voluntários avaliados possuíam LM incompleta, com a capacidade de deambular com auxílio de muletas. Os músculos estimulados foram o glúteo máximo, quadríceps femoral, isquiotibiais, tibial anterior, gastrocnêmio e sóleo. Durante aproximadamente 10 semanas de treino, evidenciou-se o aumento da velocidade e largura da passada, comprovando o uso da FES como treino reabilitacional (THRASHER *et al.*, 2006).

Em estudo longitudinal com dois anos de duração e a participação de 20 voluntários com LM, avaliaram-se as transformações corporais com técnicas de biópsia e tomografia computadorizada. Ao final do estudo, obtiveram (1) aumento das miofibrilas, (2) aumento de 75% do diâmetro da coxa, (3) com 1187% de aumento do torque muscular durante a FES e

(4) 20% dos voluntários ao final do estudo conseguiam manter-se em posição ortostática com auxílio de barras paralelas e FES (KERN *et al.*, 2010a).

Foi realizada uma estimulação híbrida com FES transcutânea e também contração voluntária de quatro voluntários hígidos em um sistema em malha fechada, onde os sinais de realimentação provinham do torque e da EMG do músculo tibial anterior. A intensidade da FES variava automaticamente mantendo o torque acima dos 30% da contração voluntária máxima, sem a necessidade da intervenção do voluntário, mostrando a viabilidade do sistema em malha fechada (LANGZAM *et al.*, 2007).

As frequências mais observadas nos protocolos que visam a movimentação muscular (e não a fadiga) variaram entre 20 Hz a 100 Hz como indica Tabela 2. Sendo que os eletrodos utilizados, na sua maioria foram transcutâneos. O período ativo do pulso na modulação PAM variou de 100  $\mu$ s até 500  $\mu$ s. O uso de FES PAM ou PWM não demonstrou diferença na contração muscular, sendo bem dividido o seu uso pelos autores, o mesmo vale para o formato e tipo de onda escolhido. O estudos podem ser resumidos em trabalhos de fortalecimento e treinamento muscular, marcha, equilíbrio e compreensão e estratégias para evitar a ocorrência de fadiga muscular. Os mecanismos de controle apresentaram-se mais eficazes quando utilizaram um sistema em malha fechada. Para a obtenção do biofeedback, diversos sensores de medição foram utilizados como célula de carga, EMG, MMG e eletrogoniômetro. As principais limitações para uma prótese neural são as alterações do padrão muscular ao longo do tempo como a fadiga, ou a capacidade do sistema de medição discernir essas alterações fisiológicas e corrigi-las. Assim, novos estudos com o foco em padrões de FES e aprimoramento dos sistemas de medição poderão trazer novas perspectivas para a realização dessas próteses.

#### 2.1.13 Índices de fadiga muscular

Índices de fadiga muscular denotam o surgimento da fadiga muscular por calculos baseados nas variações de força muscular como em Baptista *et al.* (2009). Índices podem ser utilizados para avaliação de parâmetros estimulatórios empregados em FES, mas também em estratégias de controle para malha fechada, como fizeram Lynch e Popovic (2005). Dou *et al.* (1999) usaram valores de velocidade angular e torque. Para Orizio *et al.* (1999a), os valores de MMG são semelhantes aos de força, conseqüentemente, ao torque e, ainda, expressam alterações intrínsecas da musculatura e não sofrem interferência pela aplicação de FES, de

acordo com Seki *et al.* (2003). Matsunaga *et al.* (1999) utilizaram o índice de decremento de força SDI (%) na equação 6, onde:  $T_i$  é o pico do torque nos 4 s iniciais da aplicação de FES,  $T_t$  é o pico do torque em um intervalo de 4 s de estimulação durante t minutos a partir do início da estimulação. Um menor valor representa maior resistência à fadiga muscular.

$$SDI(\%) = (T_i - T_t) \times 100 / T_i \quad (6)$$

Franken *et al.* (1993) determinaram a fadiga muscular em VLMs durante a aplicação de FES para contração concêntrica por meio da equação 7, onde concluíram que índices podem ser utilizados para encontrar parâmetros de estimulação elétrica ótimos por meio da representação do torque muscular em função do tempo.

$$\xi(t) = \xi_{\max} \left[ (1 - \xi_0)^{(-t/\tau_\xi)} + \xi_0 \right] \quad (7)$$

Onde:

$\xi$  : torque máximo ou o torque médio,

t : tempo,

$\xi_{\max}$  : máximo torque atingido durante o ensaio,

$\tau_\xi$  : constante de decaimento para  $\xi$  devido à fadiga muscular e

$\xi_0$  : refere-se ao valor inicial de  $\xi(t)$ .

## 2.2 MEDULA ESPINAL E PROPRIOCEPÇÃO MUSCULOTENDINOSA

### 2.2.1 Ontogenia do Sistema Nervoso

O sistema nervoso central origina-se do folheto embrionário ectoderma (KANDEL *et al.*, 1991). A partir do ectoderma provém cronologicamente: (1) placa neural, (2) sulco neural, (3) goteira neural juntamente com a formação da crista neural e (4) tubo neural que é a sutura parcial da goteira neural (BEAR *et al.*, 2002). Nas extremidades do tubo neural, existem aberturas denominadas neuroporos, uma superior (ou anterior) e outra inferior (ou posterior) (FELTEN e JÓZEFOWICZ, 2005). Quando os neuroporos são fechados ainda no primeiro mês de vida intra-uterina, surgem do tubo neural dilatações que darão forma ao sistema nervoso central (como mostra a Figura 3 e o Quadro 1) (ERHART, 1972; COSENZA, 1998;

MENESES, 1999). Do folheto embrionário mesoderma (adjacente ao tubo neural), formam-se os somitos, que originam: (1) o miótomo<sup>15</sup>, (2) o esclerótomo<sup>16</sup> e (3) o dermatomo<sup>17</sup> (Figura 4); todos com funções coordenadas pelo SN (MACHADO, 2006).

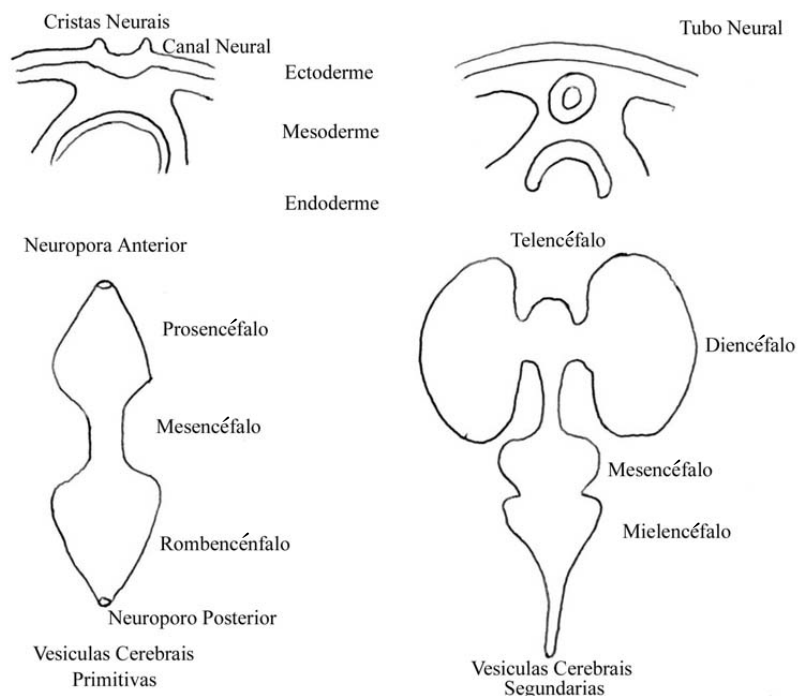


Figura 3 - Origem do sistema nervoso e suas divisões

Imagem retirada de (WILSON et al., 2005).

<i>Dilatação primária</i>	<i>Dilatação secundária</i>	<i>Formação</i>
Prosencéfalo	Telencéfalo	<i>Pallium</i> ou córtex cerebral
	Diencefalo	Epitálamo, tálamo, metatálamo, hipotálamo, delimitadas com o telencéfalo pelo III ventrículo
Mesencéfalo	Pedúnculo cerebral (crus do cérebro)	Lamina quadrigêmea
Rombencéfalo	Metencéfalo	Protuberância (ponte), cerebelo
	Mielencéfalo	Medula oblongata (bulbo), medula espinhal

Quadro 1 - Dilatações formadas do tubo neural  
Baseado em (MACHADO, 2006).

<sup>15</sup> Relativo aos músculos

<sup>16</sup> Relativo aos ossos

<sup>17</sup> São seções de receptores sensoriais do tecido tegumentar divididos para cada seguimento raquidiano

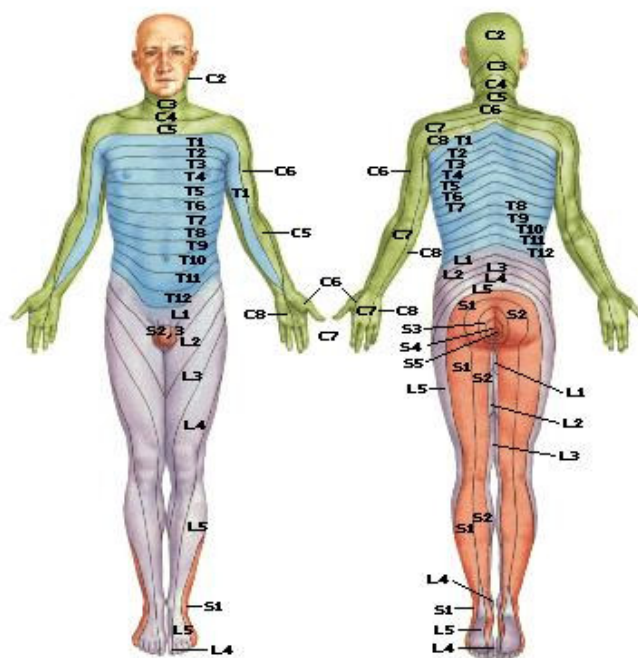


Figura 4 - Dermátomo de cada segmento raquidiano

Retirado de (NETTER, 2001)

### 2.2.2 Espasticidade

Espasticidade é um fenômeno neurológico causado por uma lesão de neurônio superior, decorrente de diversas patologias como acidente vascular encefálico, esclerose múltipla, esclerose lateral amiotrófica (instável), paralisia cerebral, traumatismo raqui-medular e crânio-encefálico (TEIVE *et al.*, 1998; BARNES *et al.*, 1999; STOKES, 2000). A espasticidade ocasiona modificações sensório-motoras devido à alteração nas vias corticoespinhais e nos circuitos de inibição recíproca (CRONE *et al.*, 2004; MIRBAGHERI *et al.*, 2007), tais como hipertonia e hiperreflexia (VORRINK *et al.*, 2008) da musculatura voluntária (alfa) e involuntária (gama) referente à área lesada no Sistema Nervoso Central (TSAI *et al.*, 2001), produzindo desde a perda da destreza até deformações nos membros envolvidos (BURKE *et al.*, 1971; CARR *et al.*, 1995; O'DWYER *et al.*, 1996; RAPP JR e TORRES, 2000; CRONE *et al.*, 2003; MACHADO, 2006). Ela também gera perturbações que vão de leve à severa sobre as atividades da vida diária (AVD) do paciente, pois envolve um decréscimo na produção de um movimento voluntário regular (CORRÊA *et al.*, 2005). Uma das escalas mais utilizadas para avaliar a espasticidade é a escala de Ashworth,

tradicional, que varia de 1 (nenhum aumento no tônus visível) a 5 (rigidez articular), e a modificada (BOHANNON e SMITH, 1987; TEIVE *et al.*, 1998; ALLISON e ABRAHAM, 2001; TSAI *et al.*, 2001; TUKE, 2008), como mostra o Quadro 2.

Grau	Descrição
0	Sem aumento do tônus muscular
1	Ligeiro aumento do tônus muscular ao final do movimento
+1	Aumento do tônus muscular na metade do movimento
2	Resistência em toda amplitude de movimento
3	Grande resistência em toda amplitude de movimento
4	Rigidez do segmento em flexão ou extensão

Quadro 2 - Escala de Ashworth modificada  
Retirado de Bohannon e Smith (1987)

Além das atividades realizadas com o paciente como escopo de retorno sobre as AVD (JUNQUEIRA *et al.*, 2004), diversas modalidades terapêuticas são utilizadas para se tentar minimizar a espasticidade diretamente, tanto físicas quanto químicas como, por exemplo, técnicas manuais de inibição por posicionamento ou uso de órteses, procedimentos cirúrgicos, correntes elétricas como FES estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS), fármacos, gelo (ALLISON e ABRAHAM, 2001) e recentemente estímulos vibratórios (GELBER e JOZEFczyk, 1999; SCHMIDTBLEICHER *et al.*, 2005; OLIVIERO *et al.*, 2007; KRUEGER-BECK *et al.*, 2010a). Próteses neurais podem ser utilizadas para auxiliar na movimentação de pacientes espásticos, através de sistemas de eletroestimulação em malha fechada com sensores de entrada (CHAE e HART, 2003; AGNE, 2005).

### 2.2.3 Fuso Muscular

O fuso muscular, entrelaçado à fibra muscular, registra o nível de alongamento das fibras musculares, dividindo-se morfológicamente em bolsa nuclear e em cadeia nuclear que é adelgada em relação à bolsa nuclear (CARR *et al.*, 1995; COHEN, 2001; KLOMKLEAW *et al.*, 2001). O tamanho e a velocidade de seus neurônios variam de acordo com a classificação de Lloyd/Hunt (I-IV) ou Erlanger/Gasser (A-C) (SCHMIDT *et al.*, 1979). As fibras aferentes Ia são encontradas tanto na bolsa nuclear quanto na cadeia nuclear. Tais fibras são do tipo A $\alpha$  e possuem velocidade de condução de 100 m/s. As fibras aferentes do tipo II

(A $\beta$ ) são encontradas na cadeia nuclear e possuem velocidade de 50 m/s. A musculatura, quando estirada, sofre o reflexo miotático (Figura 5) que é monossináptico simples (PIERROT-DESEILLIGNY e BURKE, 2005) decorrente da ativação precedente das fibras anuloespirais e em ramalhete, seguida pela execução de fibras musculares A $\alpha$  extrafusais e fibras A $\gamma$  intrafusais para que ocorra movimentação articular (BEAR *et al.*, 2002), onde esse reflexo pode ser inibido através de vibração (GILLIES *et al.*, 1969; STILLMAN, 1970; DINDAR e VERRIER, 1975). As fibras A $\gamma$  intrafusais são divididas em estáticas, dispostas tanto na fibra da cadeia nuclear quanto na bolsa nuclear, e dinâmicas, que pertencem somente às fibras da bolsa nuclear (SCHMIDT *et al.*, 1979; WATKINS, 1999; BEAR *et al.*, 2002). Estudos recentes demonstraram que, em relação ao fuso muscular, o grupo de fibras do tipo II está mais intrinsecamente ligado à espasticidade do que as fibras do tipo Ia, já que a via de reflexo da segunda depende da primeira (NARDONE e SCHIEPPATI, 2005).

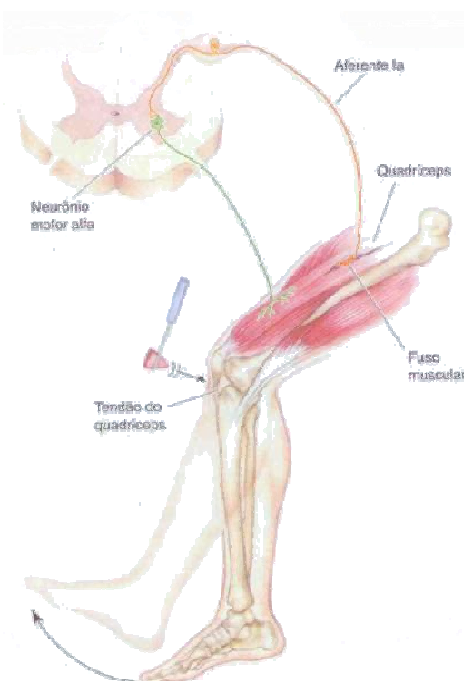


Figura 5 - Reflexo miotático  
Retirado de (BEAR *et al.*, 2002).

#### 2.2.4 Órgão tendinoso de Golgi

Aderido ao tendão muscular, encontra-se o órgão tendinoso de Golgi (PIERROT-DESEILLIGNY e BURKE, 2005). O órgão tendinoso de Golgi determina a tensão aplicada sobre o tendão e, conseqüentemente, das fibras musculares que se conectam ao tecido



tendinoso (CALVIN-FIGUIERE *et al.*, 1999). Constitui-se de fibras nervosas em série, envoltas em uma cápsula de tecido conjuntivo e aderidas aos tendões, diferenciando-se da forma anular do fuso muscular (WATKINS, 1999). O órgão tendinoso de Golgi é classificado como A $\alpha$  (Erlanger/Gasser), da mesma forma que o fuso muscular, possui alta velocidade de condução (75 m/s) e pericários levemente menores, o que também lhe confere a classificação Ib de Lloyd/Hunt (SCHMIDT *et al.*, 1979; GELBER e JOZEFczyk, 1999). O reflexo miotático inverso (Figura 6) utiliza o órgão tendinoso de Golgi para perceber a alta tensão sofrida pela fibra muscular, inibindo o músculo agonista por meio da célula internuncial (tipo II de Golgi) presente na substância cinza da medula espinal (GILLIES *et al.*, 1969; BEAR *et al.*, 2002). Esse sistema trabalha em conjunto com a célula de Renshaw (BURKE e SCHILLER, 1976), que utiliza o neurotransmissor inibitório glicina, para coordenar as variações de ativação musculares sem lesar a fibra muscular (KANDEL *et al.*, 1991; WATKINS, 1999; BEAR *et al.*, 2002). Gillies *et al.* (1969) aplicando vibração sobre o tendão de Aquiles de gatos, mostraram a inibição do reflexo monossináptico simples na medula espinal e diminuição ou abolição do reflexo H em comparação ao grupo controle. Evidenciaram que essa inibição só ocorria se a inervação estivesse intacta (GILLIES *et al.*, 1969).

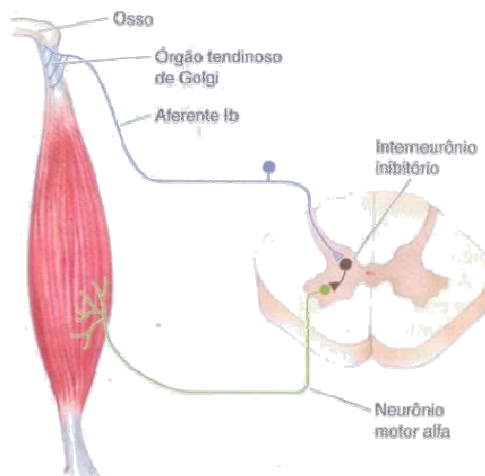


Figura 6 - Reflexo miotático inverso

Retirado de (BEAR *et al.*, 2002)

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA

##### 3.1.1 Comitê de Ética em Pesquisa

A pesquisa realizada recebeu autorização do comitê de ética da Pontifícia Universidade Católica do Paraná campus Curitiba, por meio do registro 2416/08 (Anexo A).

##### 3.1.2 População

A população desse trabalho foi composta por voluntários hígidos (VHs) e voluntários portadores de lesão medular (VLMs) da região metropolitana de Curitiba.

###### 3.1.2.1 Voluntários hígidos

Como critério de inclusão, adotou-se: pessoa do sexo masculino<sup>18</sup> maior de 18 anos. Como critérios de exclusão: possuir patologia neurológica e/ou ortopédica em MMII e uso de fármacos que alteram a condição neuromuscular.

###### 3.1.2.2 Voluntários portadores de lesão medular

O critério de inclusão para voluntários portadores de lesão medular eram: sexo masculino<sup>19</sup> maior de 18 anos, que teve LM causada por trauma, que apresentasse plegia<sup>20</sup> ou paresia<sup>21</sup> de MMII.

Os critérios de exclusão foram:

- Voluntários com tetraplegia;

---

<sup>18</sup> Optou-se por não incluir participantes do sexo feminino devido as alterações hormonais do ciclo menstrual

<sup>19</sup> Optou-se por não incluir participantes do sexo feminino devido as alterações hormonais do ciclo menstrual

<sup>20</sup> Perda completa de movimentação

<sup>21</sup> Perda parcial de movimentação

- Voluntários com sensibilidade algica que não suportassem a sensação da FES;
- Voluntários sem unidade motora preservada;
- Voluntários portadores de tecido cancerígeno em MMII;
- Voluntários que não tivessem realizado exame de raios-X nas últimas duas semanas (adversão);
- Voluntários com material metálico implantado em membro a ser estimulado;
- Voluntários com alteração cognitiva;
- Voluntários que não concluíssem 4 dos 5 experimentos realizados.

Realizou-se uma avaliação fisioterápica antes da primeira coleta (ficha em apêndice A), onde era realizada uma anamnese e testes físicos:

1. Sensibilidade algica em dermatomo L1/L2 (Figura 4);
2. Escala de força de Higuete do músculo quadríceps (Quadro 3) (FERREIRA, 2006);
3. Reflexo patelar com escala de Wexler (Quadro 4) (CIPRIANO, 2003);
4. Grau de espasticidade do grupo muscular antagonista (flexores do joelho) com escala de Ashwort modificada (Quadro 2).

0	Sem tónus
1	Contração muscular presente
2	Movimentação sem a presença da gravidade
3	Movimentação com a presença da gravidade
4	Movimentação contra pequena resistência
5	Movimentação normal

Quadro 3 - Escala de força de Higuete

0	Ausente
1	Hiporreflexia
2	Normal
3	Hiperreflexia
4	Hiperreflexia com clônus transiente
5	Hiperreflexia com clônus sustentado

Quadro 4 - Escala de Wexler

## 3.2 MATERIAIS

Os instrumentos utilizados no presente estudo foram:

- Estimulador elétrico neuromuscular Ariana-16 desenvolvido no próprio laboratório de engenharia de reabilitação (LER) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) em parceria com a Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), contendo modulações PWM e PAM (ZAGHENI, 1998)
- Mecanomiografia (com acelerômetro triaxial) (NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2008);
- Eletrogoniômetro desenvolvido no LER PUCPR;
- Termo-higrômetro marca Minipa® modelo MT-230A.

## 3.3 COLETA DE DADOS

A coleta de dados foi realizada nas dependências do LER da PUCPR, Campus Curitiba.

### 3.3.1 Ângulo articular

O ângulo foi adquirido a partir de um eletrogoniômetro (curvas de calibração em apêndice B), cabos de plástico e uma espuma para aderir ao voluntário. A fixação foi efetuada por meio de faixas elásticas costuradas com velcro posicionadas lateralmente ao ângulo do joelho (AJ) do voluntário, conforme ilustra a Figura 7.

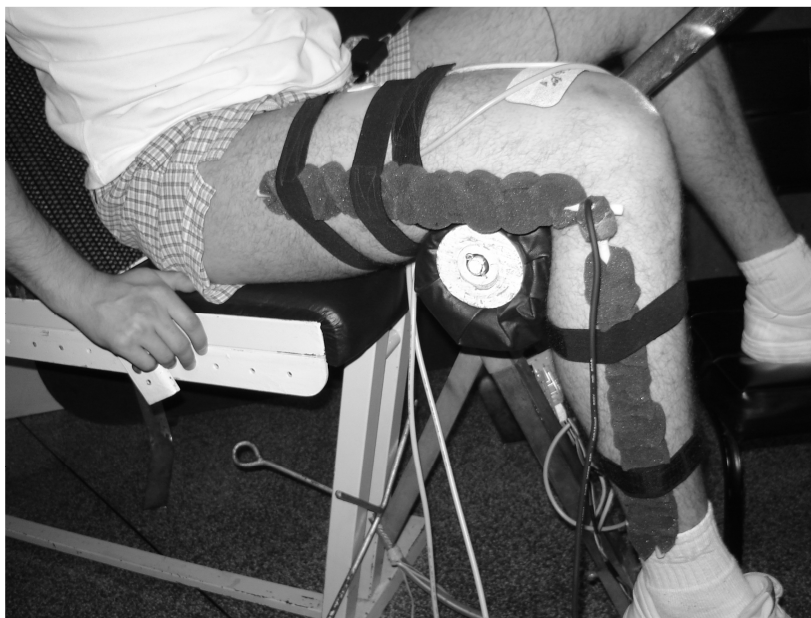


Figura 7 – Eletrogoniômetro com voluntário posicionado na cadeira extensora com eletrogoniômetro aderido lateralmente a articulação do joelho

### 3.3.2 Estimulação elétrica funcional

O estimulador elétrico utilizado (Ariana 16) possui dezesseis canais independentes de estimulação elétrica, com aplicação PWM e PAM (apêndice C). Um dispositivo de segurança (chave H em série com o cátodo) era cedido ao voluntário, onde o mesmo poderia desativar a estimulação elétrica a qualquer momento. Os eletrodos utilizados eram auto-adesivos com dimensão 5 cm x 9 cm, da marca Valutrode®.

### 3.3.3 Sinal da mecanomiografia

O sinal MMG (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010b; KRUEGER *et al.*, 2010) foi adquirido com acelerômetros triaxiais (Freescale MMA7260Q MEMS) de alta sensibilidade (800 mV/V em 1,5 G, sendo G a aceleração da gravidade) (calibração no apêndice D). A amplificação dos circuitos foram de 10x, com banda passante (4-40 Hz) e filtro tipo Butterworth. O sinal analógico foi convertido em digital (A/D) por meio de uma placa Data Translation™ (DT300) com taxa de amostragem de 1 kHz. O sinal foi salvo em um programa criado na plataforma LabVIEW™ com extensão European Data Format (EDF). A partir dos sinais medidos nos três eixos, obteve-se o módulo da resultante.

O músculo reto femoral (RF) é bipenado (BLEMKER e DELP, 2006) e o músculo vasto lateral (VL) é unipenado (BECKER *et al.*, 2010), portanto, sua contração não é longitudinal às fibras, determinando a necessidade do uso do módulo da MMG e não um único eixo. O pico de deslocamento muscular está nas faixas intermédias do ventre muscular (MCANDREW *et al.*, 2006a); por isso, os sensores foram posicionados sobre os ventres musculares dos músculos RF e VL (EBERSOLE *et al.*, 1999) por meio de uma fita dupla face abaixo do sensor e faixas de velcro no cabo como mostra a Figura 8.

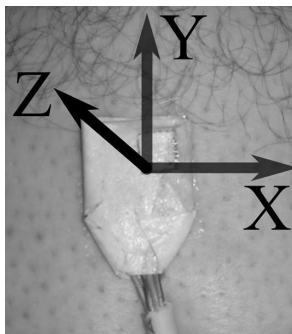


Figura 8 - Sensor triaxial de mecanomiografia  
Acelerômetro posicionado sobre o ventre do músculo reto femoral desloca-se em três eixos (z, y e x) independentemente.

### 3.4 PROCEDIMENTO

O voluntário foi colocado em uma bancada cadeira extensora onde o quadril permanecia em 70° de flexão e o joelho em 90° (MATSUNAGA *et al.*, 1999), como mostra a Figura 9. Todo procedimento realizado era repassado ao participante. Efeutou-se tricotomia nos pontos de acoplamento dos eletrodos auto-adesivos e dos sensores de MMG. Com um termo-higrômetro, mediu-se a temperatura ambiente e a umidade relativa do ar, seguindo a norma IEC 601-1. O protocolo experimental foi realizado dentro da faixa de 15 a 35° C com umidade relativa do ar entre 45 a 75% (IEC601-1, 1994). Minimizaram-se as interferências eletromagnéticas por meio de aterramento do chassi da aparelhagem em conexão com uma braçadeira (condutora) acoplada no punho dos voluntários.

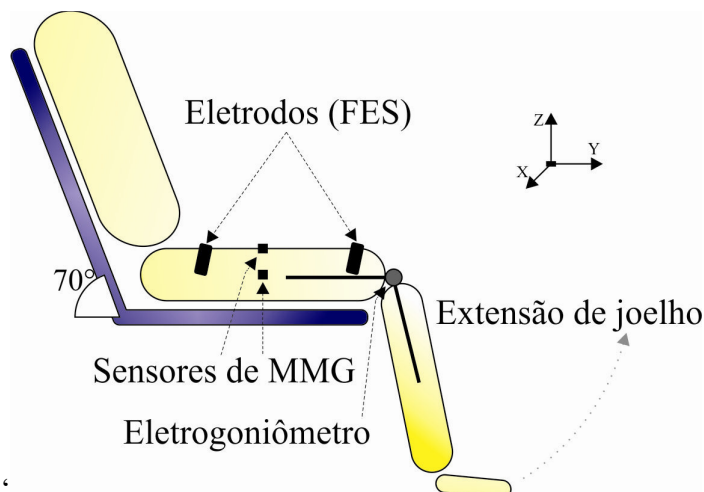


Figura 9 - Posição do voluntário na bancada extensora

Os eletrodos auto-adesivos foram posicionados com o ânodo sobre a região supra-patelar e o cátodo (RABISCHONG, 1996) sobre o trígono femoral (triângulo de Scarpa) (DE CASTRO, 1985), com objetivo de atingir o nervo femoral (SCHIEFER *et al.*, 2008) (Figura 10).

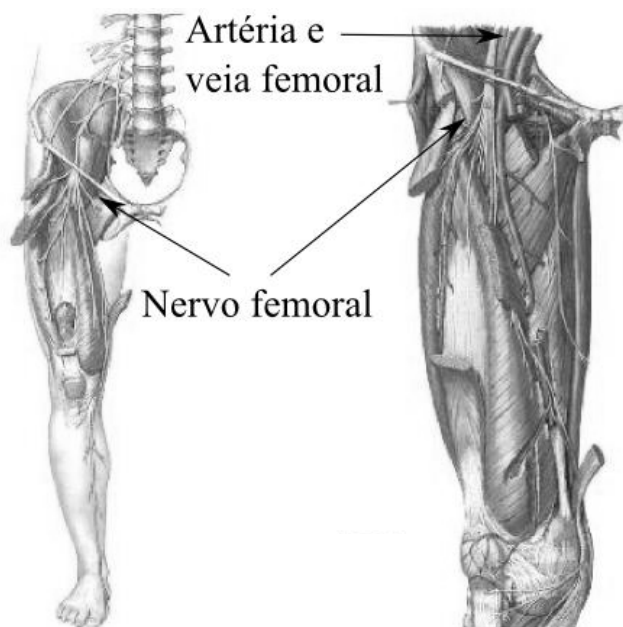


Figura 10 - Artéria e nervo femoral do lado direito

Todos os padrões de FES foram ajustados com um tempo de subida de 5 s e com um tempo de platô em 120 s. Os parâmetros configurados no estimulador elétrico dividiam-se de acordo com a Tabela 3.

Tabela 3 - Perfis utilizados nos protocolos experimentais

Perfil	Portadora			Burst		
	On ( $\mu$ s)	Off ( $\mu$ s)	Freq (kHz)	On (ms)	Off (ms)	Freq (Hz)
P1	100	900	1	3	17	50
P2	100	900	1	3	11	70
P3	200	800	1	3	17	50
P4	200	800	1	3	11	70
P5	*	*	*	*	*	*

On- período ativo do pulso, Off- período inativo do pulso, Freq- frequência; Portadora tempo on: 100  $\mu$ s (LANGZAM *et al.*, 2007), 200  $\mu$ s (JEZERNIK *et al.*, 2004); frequência do burst: 50 Hz (MARSOLAIS e KOBETIC, 1988), 70 Hz (CHOU *et al.*, 2005). \*- Um quinto padrão (P5) foi aplicado na última sessão do experimento e consistiu da aplicação sequencial dos perfis 1, 2, 3 e 4.

Com o voluntário posicionado e preparado com eletrodos e sensores, iniciava-se o procedimento com uma extensão máxima (ponto de bloqueio articular) do joelho através de movimentação passiva. Nesse ponto, o eletrogoniômetro era calibrado como 0°. Liberava-se a perna, que permanecia com uma angulação de aproximadamente 90°.

Realizavam-se três movimentos passivos onde o joelho variava de aproximadamente 90° e era estendido próximo a 0° com o objetivo de lubrificação articular. Após a movimentação passiva, iniciava-se a FES com a amplitude do estimulador elétrico no valor 70 que representava 0 V (apêndice C) e incrementava-se até o momento que o AJ atingisse no mínimo 40° (MARION *et al.*, 2009), onde desligava-se a aplicação de FES. Após um intervalo de descanso de 2 min (EBERSOLE *et al.*, 1999; BECK *et al.*, 2004) para VHs e 5 min para VLMS, iniciava-se a coleta com a calibração do eletrogoniômetro em extensão máxima (0°).

A primeira sessão (S1) era iniciada ajustando-se o tempo de subida do perfil da onda estimulatória em 5 s com a amplitude pré-definida na determinação da amplitude. A estimulação era mantida até completar 120 s, tempo utilizado para manter um VLM em posição ortostática (RABISCHONG, 1996), ou quando o ângulo decaísse abaixo de 65° (MARION *et al.*, 2010). Nesse ponto, o protocolo estimulatório era reiniciado com 5 s como tempo de subida. Se o AJ, após transcorrido o tempo de subida, não se elevava acima de 65° (linha tracejada da Figura 11), esperava-se 10 s, quando, se não houvesse diminuição do AJ menor que 65°, era reiniciada a contração artificial e repetida mais três vezes (I-II-III-IV).

Realizado o procedimento, havia um intervalo de 15 min (RATKEVI IUS *et al.*, 1998) para repetir o teste com as quatro contrações artificiais novamente (I-II-III-IV), definido como segunda sessão (S2) como mostra a Figura 11. Os testes eram realizados com



um período mínimo de dois dias de intervalo (SMITH *et al.*, 1997; KESAR *et al.*, 2008; MARION *et al.*, 2010), para que não houvesse interferência de um protocolo sobre o outro.

O protocolo P5 foi realizado no ultimo dia de coleta. Foram determinadas as amplitudes de cada um dos quatro perfis anteriores (P1-P4) com um intervalo (5 min para VLMs e 2 min para VHs) entre elas. A aplicação de cada perfil separadamente na ultima sessão (P5) foi em ordem crescente (P1-P4) com uma contração artificial correspondendo a um perfil diferente: I-P1, II-P2, III-P3 e IV-P4.

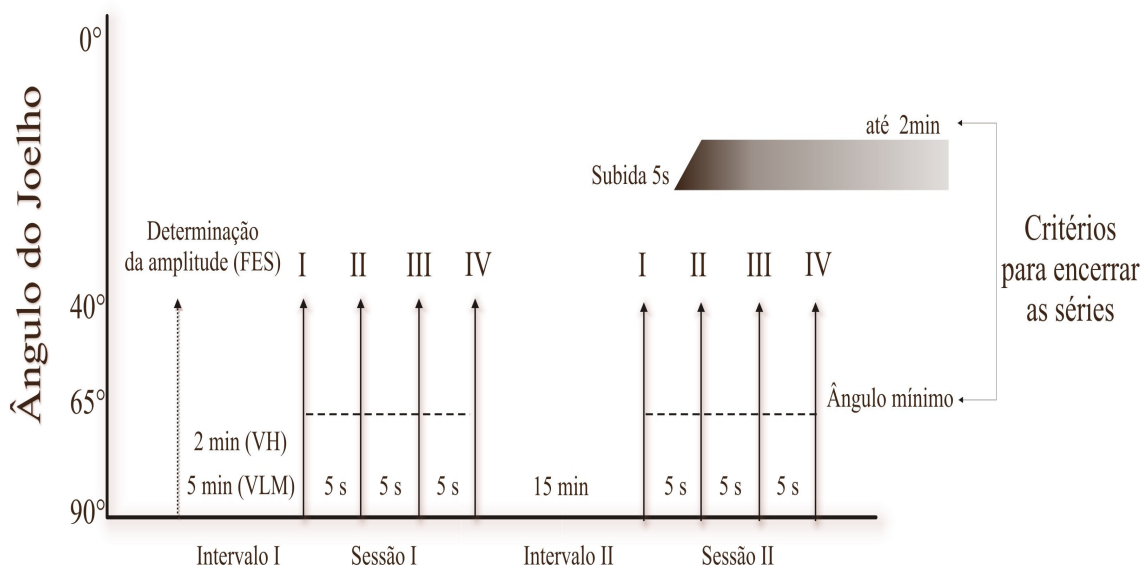


Figura 11 - Procedimento experimental

### 3.5 ANÁLISE DOS DADOS

O tamanho da janela de análise (AWL)<sup>22</sup> foi selecionada em 1s (dados não publicados) adotando-se a janela de Hanning (MADELEINE *et al.*, 2006) para o sinal de MMG no domínio da frequência. Para cada contração artificial (I-IV) era selecionado três pontos de análise, (1) oito segundos após o início da FES, (2) ponto do meio entre o início e o final da aplicação da FES, e (3) três segundos antes do encerramento da série. Cada série (I-IV) continha três pontos de análise, totalizando doze pontos em uma sessão e vinte e quatro em todo o protocolo (S1 e S2).

Aplicou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov (DE LUCA e FORREST, 1973) para todos os dados utilizados, mostrando que os dados possuem uma distribuição normal. Aplicou-se

<sup>22</sup> Do inglês: *analysis window length*

teste de análise de variância (ANOVA) de um caminho com *post hoc*<sup>23</sup> da menor diferença quadrada (LSD)<sup>24</sup> para verificar a significância estatística de qual padrão de FES obteve a amplitude mínima necessária para atingir 40° no AJ. Aplicou-se teste t para duas amostras independentes entre os VHS e VLMS da amplitude necessária para o AJ alcançar 40° em todos os perfis de FES.

Aplicou-se o ANOVA de um caminho e *post hoc* (LSD) para avaliar a significância estatística de qual padrão de FES obteve o maior tempo de estimulação para VHS e VLMS para cada série e a menor variação angular durante as sessões. Aplicou-se teste t para duas amostras independentes entre os VHS e VLMS para encontrar o grupo que obteve a menor variação angular em diferentes perfis de FES.

Os parâmetros de MMG selecionados foram o valor eficaz (RMS)<sup>25</sup> (DURLING, 1969) e a frequência mediana (MF)<sup>26</sup> (MERLETTI e LO CONTE, 1995; TARATA *et al.*, 2001) como mostram as equações 2 e 3, respectivamente.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (2)$$

$$MF = \int_0^{MF} P_1(f)df = \int_{MF}^{\infty} P_1(f)df = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P_1(f)df \quad (3)$$

Onde:

RMS : é o valor eficaz,

MF : é a frequência mediana,

$P_1(f)$  : espectro de potência do sinal..

Os valores para do módulo de cada sensor para os descritores de RMS e MF foram normalizados pelo valor inicial da primeira estimulação (I1) para cada sessão (S1 e S2), definidos como  $RMS_{NORM}$  e  $MF_{NORM}$  respectivamente. Na MMG, os valores do  $MMG_{RMS}$  e  $MMG_{MF}$  tendem a se distanciar ao longo do tempo (TARATA, 2003; KRUEGER-BECK *et al.*, 2010b). Devido a isso, foi aplicada a correlação de Pearson (WOOLSON *et al.*, 1987; AHLGREN *et al.*, 2003) (equação 4) entre os descritores MF e RMS para cada participante individualmente, como descreve o diagrama da Figura 12.

<sup>23</sup> Do latim: “após isto”

<sup>24</sup> Do inglês: *least square difference*

<sup>25</sup> Do inglês: *root mean square*

<sup>26</sup> Do inglês: *median frequency*

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2 \sum_{i=1}^N (Y_i - \bar{Y})^2}} \quad (4)$$

Onde:

$r$  : é o valor da correlação de Pearson,

$X_i$  : valor da abscissa,

$\bar{X}$  : média da abscissa,

$Y_i$  : valor da ordenada,

$\bar{Y}$  : média da ordenada.

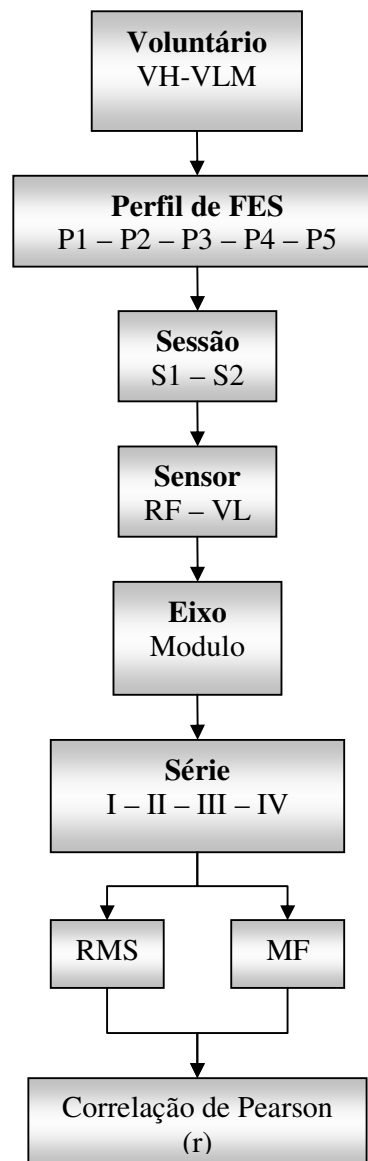


Figura 12 - Diagrama da correlação de Pearson MF x RMS  
FES- estimulação elétrica funcional, RF- músculo reto femoral, VL- músculo vasto lateral.

Segundo Smith *et al.*, (2005), a eficiência da contração muscular é definida pela relação da (1) potência da saída de força pela (2) taxa de energia gasta em cada ponto analisado. Com a assimilação de que as respostas de sustentação da contração muscular artificial com suas variações angulares e variações mecanomiográficas podem expressar a potencia de saída de força, foi criado o índice de eficiência (IE) (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010c) partir das variáveis (1) ângulo, (2) tempo e (3) descritores como  $MMG_{RMS}$  e  $MMG_{MF}$ . De acordo com Tarata (2003), a amplitude do sinal  $MMG_{RMS}$  aumenta progressivamente com o desenvolvimento da fadiga muscular juntamente com a redução da  $MMG_{MF}$ . Segundo Krueger-Beck *et al.* (2010b) e Tarata (2003), os valores  $MMG_{RMS}$  e  $MMG_{MF}$  divergem durante a aplicação de FES.

Vários músculos podem estar envolvidos durante a contração muscular, como o RF e o VL para a contração do quadríceps. Conseqüentemente, para evitar a limitação de utilizar apenas um músculo para a proposição de IE, a combinação de dois sensores de MMG foi utilizada (RF e VL).

O IE é definido na equação (5) e pela Figura 13, onde:

IE= índice de eficiência,

$\alpha$ = ângulo no ponto de análise,

$\Delta\tau$ = variação de tempo para cada série (tempo de permanência da aplicação da FES para cada série),

$MF_{NORM}$ : frequência mediana normalizada pelo início da primeira contração artificial (I1) para cada sessão,

$RMS_{NORM}$ : valor eficaz normalizado pelo início da primeira contração artificial (I1) para cada sessão.

O menor valor do IE (mais próximo de 0) implica em um padrão de FES mais eficiente por suportar uma contração muscular atificial durante maior tempo, com menor variação do AJ e menor divergência dos descritores  $MMG_{RMS}$  e  $MMG_{MF}$ .

$$IE = \sum_{i=1}^n \left( \frac{\alpha / \Delta\tau + |MF_{NORM\ i} - RMS_{NORM\ i}|}{i} \right) \quad (5)$$

O IE tem como unidade de medida %/s já que os descritores de MMG (MF e RMS) foram normalizados pelo primeiro valor da série (I) de cada sessão (S1 e S2). Após o cálculo do IE para os 12 pontos selecionados de cada sessão, foi realizada a normalização dos valores

do IE pelo primeiro valor da série (I) de cada sessão (S1 e S2), assim os valores expressos em resultados são adimensionais. Utilizou-se ANOVA de um caminho e *post hoc* (LSD) para análise entre os perfis de FES divididos por sessão para os VHs e VLMs.

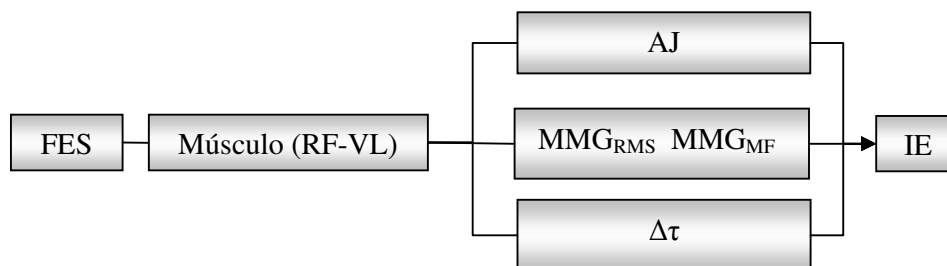


Figura 13 - Diagrama do índice de eficiência

RF: reto femoral, VL: vasto lateral, AJ: ângulo articular do joelho,  $\Delta\tau$ : variação do tempo para cada série (I-II-III-IV), IE: índice de eficiência

## 4 RESULTADOS

Durante as coletas, a temperatura ambiente foi de  $22,86 \pm 3,69$  °C e a umidade relativa do ar foi de  $62 \pm 5,85\%$ , respeitando a norma IEC 601-1 que solicita o uso de equipamentos eletrônicos dentro da faixa de 15 °C a 35° C e para a umidade relativa do ar entre 45% a 75%. Para comprovar que o decaimento de AJ era proporcionado pelas variações fisiológicas intrínsecas e não devido a características inerentes ao próprio estimulador elétrico, foi realizada uma aferição do estimulador por meio de um osciloscópio. Durante a coleta, o AJ sofreu variação, mas a amplitude de saída do estimulador elétrico manteve-se constante. O teste estatístico de normalidade Kolmogorov-Smirnov mostrou que todos os dados utilizados possuem uma distribuição normal, o que confirma a necessidade do uso de estatística paramétrica.

### 4.1 AMOSTRA

O estudo foi realizado com 10 voluntários hígidos com idade de  $28,43 \pm 6,58$  anos e com 16 portadores de LM com idade de  $32,06 \pm 9,46$  anos, onde foram selecionados 10 (inclusão) para os experimentos.

Os fármacos utilizados pelos VLMs continuamente eram: Retemic, Rivotril (clonazepam), Lyrica (pregabalina), Baclofen, Amitriptilina e Nitrofurantoína. Era solicitado que antes das coletas os voluntários se certificassem das suas necessidades fisiológicas. Os VLMs que não faziam uso do Uripen®, a micção era realizada com sonda de alívio ou de maneira autônoma. Alguns voluntários apresentaram espasticidade por reflexo de estiramento no posicionamento da bancada (C, E, F, G, J, K, L, N e O). Todos voluntários com Ashworth 1 ou superior apresentaram clônus no reflexo de estiramento do tríceps sural.

O Quadro 5 mostra a demografia dos VLMs apresentando os dados coletados na anamnese e na avaliação fisioterápica, preponderantes para a inclusão ou exclusão do voluntário na pesquisa.

Vol	Idade	Lesão				Sens L1-L2	Testes motricidade			Participação	
		Etiologia	Com	Inc	Tempo (meses)		Qua	patelar	Ashworth	Inc	Exc
A	25	AF	T8		24	-	0	0	0		X
B	46	AA	T8		31	-	0	2	0	X	
C	30	AF	T6		84	-	0	2	+1	X	
D	28	AA		T12	48	+	0	1	0	X	
E	29	AA		T12	108	+	1	3	2		X
F	26	AF	T10-11		168	-	0	2	+1		X
G	34	AA		T4-5	84	-	0	2	1	X	
H	24	AF	T12		24	-	0	0	0		X
I	25	AA	T12		18	-	0	0	0		X
J	37	M		C5-6	162	-	0	3	1	X	
K	19	AF		T10	12	+	0	3	1	X	
L	48	Q		T11	60	+	3	3	2	X	
M	52	DATA		L4	60	+	4	2	0		X
N	26	AA		C6-7	28	-	0	3	2	X	
O	28	AA	T3		60	-	0	0	1	X	
P	36	AM		L1	132	+	4	2	0	X	

Quadro 5 - Demografia dos voluntários com lesão medular

Vol: voluntário, AF: arma de fogo, AA: acidente automobilístico, M: mergulho, LM: lesão medular, Com: completa, Inc: incompleta, Sens: sensibilidade algica “-”ausente, “+” presente, DATA: Dissecção da aorta toracoabdominal, ESM: Esmagamento causado pela queda de um muro, Qua: escala de força do músculo quadríceps, Inc: inculsão, Exc: exclusão.

## 4.2 DETERMINAÇÃO DA AMPLITUDE DOS PERFIS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

A Tabela 4 apresenta a amplitude do estimulador elétrico necessária para que o AJ dos voluntários atingisse 40, o protocolo P5(P4) foi o que necessitou de menores amplitudes para VHS e VLMs. A análise de variância de um caminho mostra as significâncias estatísticas é para para VHS (apêndice G) e para VLMs (apêndice H). No teste t para duas amostras independentes entre os VHS e VLMs da amplitude necessária para o AJ alcançar 40°, os resultados mostraram que todos padrões de FES tiveram uma amplitude menor para os VH (todos com  $P \leq 0,05$ ).

Tabela 4 - Amplitude de determinação de cada perfil estimulatório

Vol	Amplitude Protocolo				Protocolo P5				
	P1 (V)	P2 (V)	P3 (V)	P4 (V)	P1 (V)	P2 (V)	P3 (V)	P4 (V)	
VH	1	57	72	60	56	60	76	74	58
	2	78	70	85	68	105	99	94	68
	3	105	111	84	88	77	78	80	52
	4	67	74	71	48	50	67	62	46
	5	90	84	84	76	93	90	94	63
	6	84	39	103	78	105	109	103	78
	7	63	53	74	52	26	68	67	46
	8	104	100	105	78	70	68	69	52
	9	78	65	75	54	123	122	109	80
	10	96	98	178	78	105	107	107	78
	Média	82±16	76±22	91±33	67±13	81±30	88±20	85±18	62±18
VLM	11	156	128	121	101	181	193	151	126
	12	125	149	113	106	192	135	128	93
	13	165	216	211	156	*	*	*	*
	15	166	144	135	93	173	52	65	46
	16	141	172	124	100	P1	155	140	100
	17	131	140	132	93	188	135	116	96
	18	150	132	147	91	133	126	143	93
	20	240	174	252	258	163	204	188	117
	21	207	215	182	142	208	219	175	165
	22	133	76	91	78	191	137	151	133
	Média	161±36	155±42	151±50	122±54	175±23	151±50	140±36	108±33

Vol- voluntário, V- volts, \*- dado não coletado. Os menores valores estão na cor cinza.

### 4.3 TEMPO DE CADA SÉRIE PARA DIFERENTES PERFIS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

O tempo que cada perfil de FES sustentou o AJ abaixo de 65° é mostrado para cada série na Tabela 5, para VHs e na Tabela 6, para VLMs. A análise de variância de um caminho mostrou baixa diferença estatística entre grupos para VHs (apêndice I) e VLMs (apêndice J).



Tabela 5 - Variação de tempo para voluntários hígidos

Padrão	Sessão	I (s)	II (s)	III (s)	IV (s)
P1	S1	96,40±47,28	57,80±43,85	54,40±46,98	50,30±52,11
	S2	77,60±49,22	44,10±44,43	42,90±45,85	44,00±44,46
P2	S1	96,10±39,59	93,80±51,10	64,80±52,70	64,60±52,53
	S2	104,10±39,89	88,30±50,61	76,50±53,88	70,90±57,92
P3	S1	106,70±28,44	86,20±45,89	82,40±50,01	69,50±49,80
	S2	80,56±51,29	80,78±47,18	78,67±54,46	71,11±52,83
P4	S1	95,30±38,51	71,00±51,72	60,80±48,49	48,78±47,31
	S2	88,30±42,99	65,70±52,30	70,10±49,72	65,20±52,89
P5	S1	99,30±41,00	58,50±52,34	67,90±54,76	44,50±43,17
	S2	92,50±43,83	45,40±43,64	74,40±53,74	78,60±72,86

Tabela 6 - Variação de tempo para voluntários portadores de lesão medular

Padrão	Sessão	I (s)	II (s)	III (s)	IV (s)
P1	S1	87,40±36,66	39,10±36,05	37,90±38,76	27,80±34,30
	S2	57,40±38,52	39,30±39,27	32,50±32,84	21,50±8,18
P2	S1	59,80±35,42	40,50±44,45	34,30±34,41	38,80±45,10
	S2	42,50±17,22	17,40±3,98	18,80±6,21	16,60±4,88
P3	S1	72,40±33,56	41,00±44,51	39,90±44,91	41,80±44,55
	S2	80,00±40,60	51,70±50,42	51,30±50,85	42,10±44,25
P4	S1	66,50±43,05	39,80±45,22	38,80±45,21	39,10±45,65
	S2	54,10±39,29	24,60±21,15	19,50±6,20	18,70±6,70
P5	S1	80,78±40,48	30,22±25,40	60,67±50,30	34,33±35,97
	S2	65,89±31,64	23,67±16,78	46,89±45,70	24,56±12,73

#### 4.4 ÂNGULO DO JOELHO MANTIDO DURANTE AS SESSÕES

A Figura 14 e a Figura 15 mostram as médias das variações angulares durante as coletas (tabelas completas apêndice K e L). A análise de variância de um caminho mostrou diferenças estatísticas para VHs e para VLMs (apêndice M). No teste t para duas amostras independentes entre os VHs e VLMs da variação de ângulo, os resultados mostraram que na maioria dos padrões estimulatórios avaliados, os VHs tiveram uma variação menor que os VLMs.

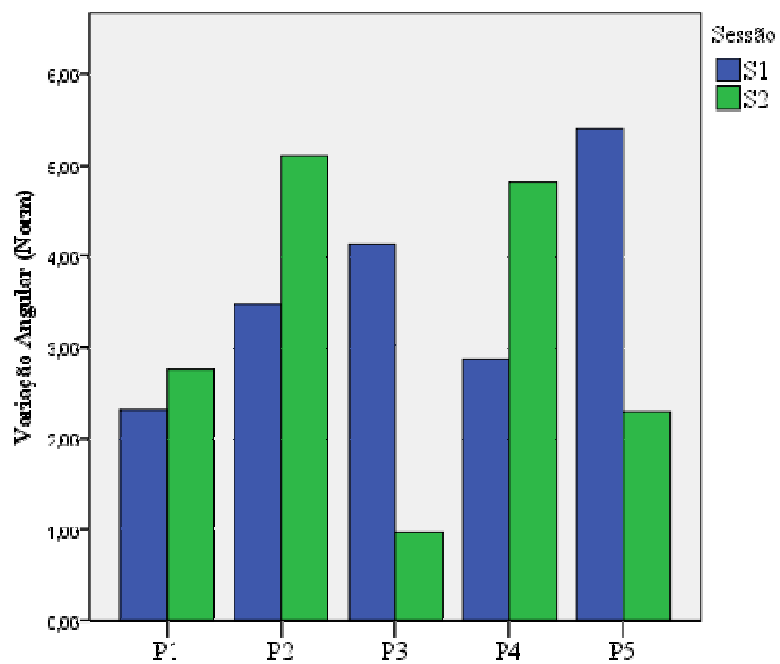


Figura 14 - Variação angular para voluntários hígidos

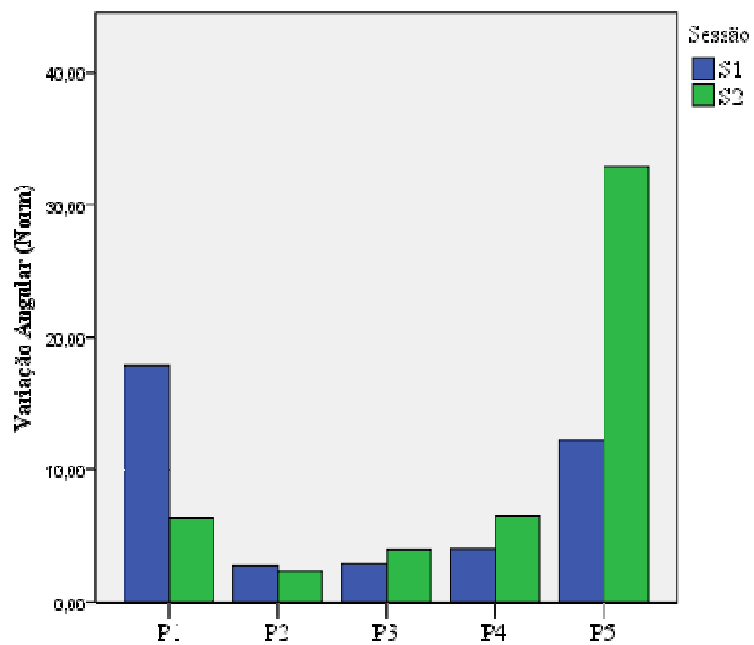


Figura 15 - Variação angular para voluntários portadores de lesão medular

#### 4.5 SINAL DE MMG

A Tabela 7 mostra os valores para os descritores de MMG (RMS e MF) para os VHs e VLMs para todos os perfis estimulatórios avaliados, divididos por sessão. A Tabela 8 mostra o valor da correlação de Pearson entre os descritores de MMG (RMS e MF) para os VHs e VLMs divididos por sessão e série. A Figura 16 e a Figura 17 mostram a resposta dos descritores de MMG para o P1 (S1-I) do voluntário K (Quadro 5) dos músculos reto femoral e vasto lateral, respectivamente.

Tabela 7 -  $MMG_{RMS}$  e  $MMG_{MF}$  dos voluntários hígidos e com lesão medular

Vol	P	Sessão	$MMG_{RMS}$		$MMG_{MF}$	
			RF	VL	RF	VL
VH	P1	S1	0,98±0,33	0,98±0,36	1,05±0,19	1,00±0,18
		S2	1,01±0,19	1,03±0,26	0,99±0,19	0,96±0,15
	P2	S1	0,99±0,35	1,01±0,36	1,02±0,18	0,97±0,21
		S2	1,13±0,60	1,12±0,45	1,05±0,21	1,00±0,20
	P3	S1	0,98±0,43	0,97±0,35	0,92±0,19	0,94±0,17
		S2	0,89±0,33	0,97±0,45	0,91±0,23	0,94±0,25
	P4	S1	1,01±0,31	1,05±0,40	1,04±0,21	1,05±0,25
		S2	0,99±0,28	1,06±0,40	1,00±0,14	1,01±0,18
	P5	S1	1,17±1,14	1,02±0,60	0,97±0,23	0,94±0,22
		S2	1,08±1,09	1,05±0,59	0,97±0,24	0,99±0,17
VLM	P1	S1	1,01±0,56	0,89±0,41	0,96±0,19	1,01±0,16
		S2	0,97±0,46	0,85±0,28	0,92±0,21	0,99±0,14
	P2	S1	1,30±0,99	1,20±1,02	1,03±0,19	1,06±0,20
		S2	1,57±1,22	1,18±0,56	1,00±0,18	1,05±0,24
	P3	S1	1,11±0,99	1,05±0,73	0,93±0,26	0,95±0,23
		S2	1,07±1,19	1,03±0,86	0,89±0,28	0,91±0,17
	P4	S1	0,95±0,39	0,89±0,31	1,01±0,11	1,05±0,17
		S2	1,21±0,52	1,05±0,45	0,98±0,17	0,98±0,15
	P5	S1	0,99±0,66	0,94±0,51	0,95±0,38	0,99±0,27
		S2	1,10±0,68	1,00±0,41	0,81±0,23	0,88±0,19

$MMG_{RMS}$  e  $MMG_{MF}$  com valores normalizados. Vol- voluntário, P- perfil de FES, RMS- *root mean square*, MF- frequência mediana, RF- músculo reto femoral, VL- músculo vasto lateral, VH- Voluntário hígido, VLM- voluntário portador de lesão medular.

Tabela 8 - Correlação entre MMG<sub>RMS</sub> e MMG<sub>MF</sub>

P	Sessão	Série	VH		VLM	
			RF (r)	VL (r)	RF (r)	VL (r)
P1	S1	I	-0,82	-0,63	-0,12	-0,58
		II	-0,72	-0,59	-0,60	-0,77
		III	-0,68	-0,40	-0,64	-0,63
		IV	-0,75	-0,14	-0,58	-0,78
	S2	I	-0,68	-0,69	-0,31	-0,62
		II	-0,30	-0,68	-0,12	-0,54
		III	-0,04	-0,58	-0,07	-0,48
		IV	-0,58	-0,35	-0,12	-0,38
P2	S1	I	-0,48	-0,89	-0,26	-0,26
		II	-0,42	-0,63	-0,30	-0,414
		III	-0,28	-0,45	-0,35	-0,50
		IV	-0,10	-0,14	-0,34	-0,50
	S2	I	-0,45	-0,55	-0,22	-0,55
		II	-0,47	-0,13	-0,34	-0,62
		III	-0,61	-0,73	-0,35	-0,57
		IV	-0,58	-0,43	-0,44	-0,48
P3	S1	I	-0,63	-0,82	-0,58	-0,55
		II	-0,25	-0,48	-0,48	-0,60
		III	-0,21	-0,11	-0,29	-0,36
		IV	-0,21	-0,24	-0,29	-0,51
	S2	I	-0,21	-0,46	-0,16	-0,33
		II	-0,19	-0,25	-0,32	-0,46
		III	0,00	-0,22	-0,28	-0,540
		IV	0,14	-0,30	-0,38	-0,54
P4	S1	I	-0,74	-0,39	-0,47	-0,60
		II	-0,74	-0,56	-0,66	-0,71
		III	-0,73	-0,50	-0,42	-0,67
		IV	-0,68	-0,47	-0,37	-0,88
	S2	I	-0,33	-0,62	-0,75	-0,43
		II	-0,40	-0,46	-0,51	-0,40
		III	-0,61	-0,20	-0,28	0,25
		IV	-0,63	-0,55	-0,39	-0,29
P5	S1	I	-0,57	-0,55	-0,20	-0,35
		II	-0,51	-0,52	-0,19	-0,23
		III	-0,47	-0,40	-0,36	-0,40
		IV	-0,62	-0,42	-0,40	-0,64
	S2	I	-0,67	-0,53	-0,10	-0,34
		II	-0,65	-0,58	-0,12	0,10
		III	-0,47	-0,70	-0,00	0,10
		IV	-0,69	-0,69	-0,09	-0,23

P- perfil de FES, RF- músculo reto femoral, VL- músculo vasto lateral, VH- Voluntário hígido, VLM- voluntário portador de lesão medular, r- correlação de Pearson. Todos os valores acima de 0,35 ou inferiores a -0,35 apresentam  $p < 0,05$ .

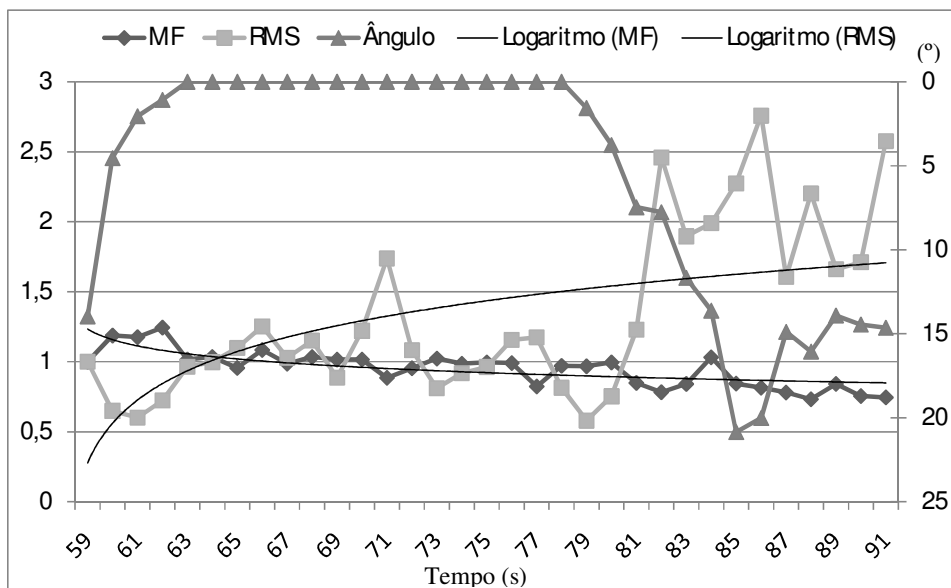


Figura 16 - Resposta MMG em voluntário (numero 17) com lesão medular no músculo reto femoral  
 $MMG_{RMS}$  e  $MMG_{MF}$  com valores normalizados.  
 Para o perfil P1 na primeira série (I) da primeira sessão (S1).

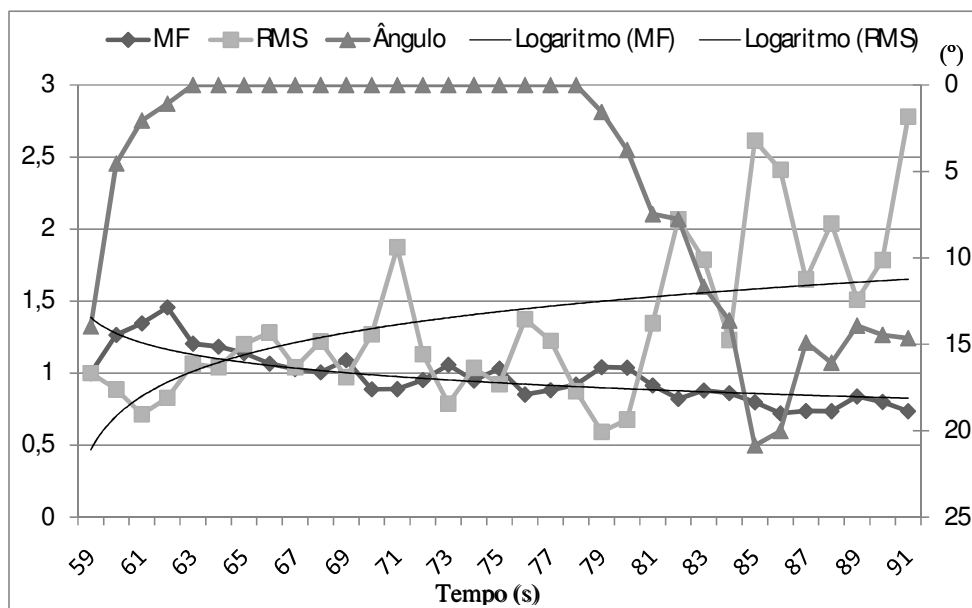


Figura 17 - Resposta MMG em voluntário (numero 17) com lesão medular no músculo vasto lateral  
 $MMG_{RMS}$  e  $MMG_{MF}$  com valores normalizados  
 Para o perfil P1 na primeira série (I) da primeira sessão (S1).

#### 4.6 ÍNDICE DE EFICIÊNCIA

A Figura 18 e a Figura 19 mostram os valores do índice de eficiência para os VHS e para os VLMS, respectivamente. A análise de variância de um caminho pelo resultado de *post hoc* mostrou significância estatística entre os perfis estimulatórios (apêndice N).

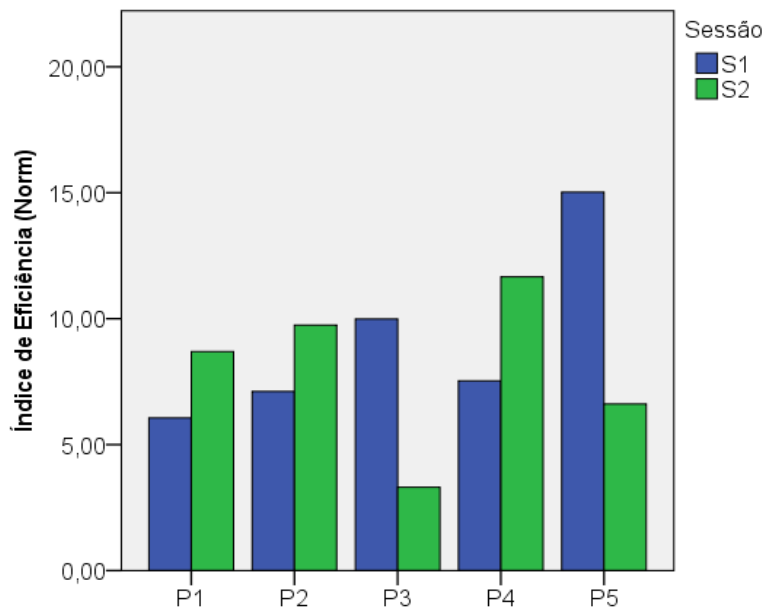


Figura 18 - Índice de eficiência para os voluntários hígidos

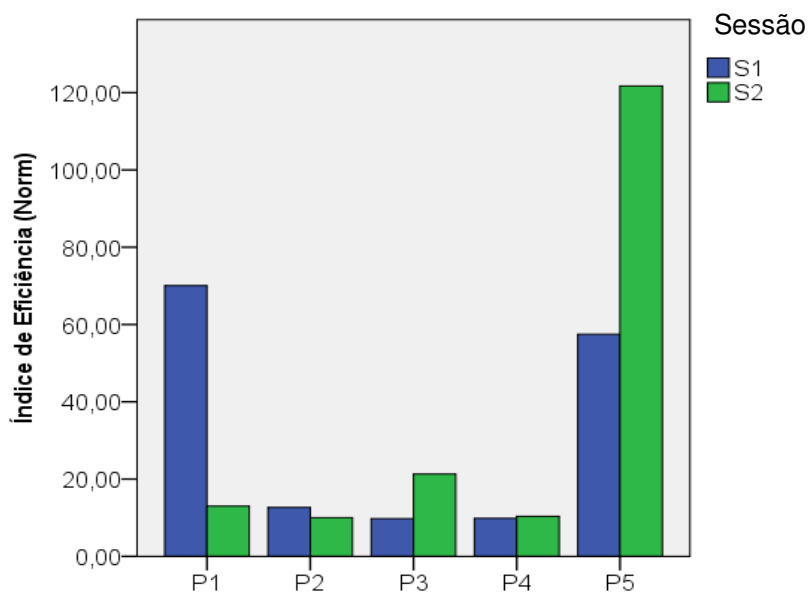


Figura 19 - Índice de eficiência para os voluntários portadores de lesão medular

## 5 DISCUSSÃO

Neste capítulo, discutem-se os resultados obtidos neste estudo a partir dos objetivos delineados e do método aplicado. Compara-se com os resultados e métodos descritos na literatura pesquisada sobre: estimulação elétrica funcional, mecanomiografia, fadiga muscular e/ou adaptação do motoneurônio.

### 5.1 ANÁLISE DOS RESULTADOS

#### 5.1.1 Determinação da amplitude do estímulo elétrico

Como indicam a Tabela 4 e o teste t para duas amostras individuais, a amplitude do necessária para atingir 40° de flexão para o AJ é maior em voluntários portadores de lesão medular (VLMs) que para voluntários hígidos (VHs), o que está de acordo com Gollee *et al.* (2004). A Tabela 4 mostra que o P5(P4) foi o que necessitou menores amplitudes no estimulador elétrico para o AJ atingir 40°. A necessidade de baixa amplitude estimulatória para o AJ alcançar 40° em P5(P4) deve-se ao fato que nesse padrão estimula-se por mais tempo tendo em vista que possui o maior tempo *on*, para a portadora e a maior relação tempo *on/* tempo *off* para o *burst* (Tabela 3), liberando maior energia para o tecido neuromuscular em relação aos demais padrões estudados.

#### 5.1.2 Variação temporal e angular para diferentes perfis de estimulação elétrica funcional

O tempo que o AJ era mantido dentro da angulação mínima (65°) era, na maioria das aplicações, menor na S2 comparada com S1, para VHs e VLMs como indicam as Tabela 5 e Tabela 6, respectivamente. Consequentemente, 15 min de intervalo mostraram-se insuficientes para recuperar a musculatura de suposta fadiga muscular. Resultados similares foram mostrados por Thrasher *et al.* (2005) mas utilizando 10 min de intervalo.

O tempo de manutenção foi maior para os VHs que para os VLMs. Devido à redução da contração voluntária, os VLM mostraram redução do trofismo muscular e na produção de fibras lentas, alterando a proporção de fibras lentas e rápidas, induzindo um decremento na

produção de força conforme Andersen *et al.* (1999) e consequente redução de tempo durante a contração evocada artificialmente. O fato dos VHS sustentarem o AJ por maior tempo que os VLMS, provavelmente esteja relacionado com a hipotrofia, segundo Andersen *et al.* (1999), e na diferença da entrada de  $Ca^{++}$  para ativação das pontes cruzadas no sarcômero, de acordo com Gobbo *et al.* (2006) dos VLMS.

A Tabela 5 mostra resultados distintos para os VHS, onde os perfis com 50 Hz mostraram maior tempo na maior parte dos experimentos. Resultados similares são descritos na Tabela 6 para os VLMS.

Neste estudo, a fadiga muscular e/ou adaptação do motoneurônio é representada por meio da variação do AJ. A Figura 14 mostra que o protocolo P1 manteve uma menor variação do AJ na S1 e o P3 na S2, para os VHS. Tanto para P1 quanto para P3, a frequência é 50 Hz, indicando uma contração com maior eficiência nessa frequência, como apresentado por Chou *et al.* (2005). Para os VLMS, o padrão estimulatório P2 com 70 Hz foi o que manteve uma menor variação do AJ, tanto em S1 como em S2 (Figura 15), o que está de acordo com Matsunaga *et al.* (1999) onde frequências altas (100 Hz), foram melhores que baixas frequências (20 Hz).

### 5.1.3 Sinal de MMG

Neste estudo, utilizou-se a MMG como ferramenta para monitorar a oscilação muscular durante a aplicação de FES. Yoshitake *et al.* (2002) aplicaram diferentes frequências estimulatórias no gastrocnêmio medial em VH, configuradas em 5, 10, 15 e 20 Hz. Constatou-se que a amplitude do sinal de MMG decresce com o aumento da frequência. Já a Tabela 7 mostra resultados contraditórios (para esta pesquisa) quando compara-se o protocolo P1 (50 Hz) com o P2 (70 Hz) e o protocolo P3 (50 Hz) com o P4 (70 Hz). Orizio *et al.* (1999a), utilizando MMG com sensor a laser e sensor de força em músculo gastrocnêmio de gato, mostrou que a amplitude de oscilação do músculo, expressa pelo descritor  $MMG_{RMS}$ , é semelhante à resposta de força produzida pelo músculo. Da mesma forma que a MMG, a EMG é utilizada como técnica para identificar fadiga muscular (LO CONTE e MERLETTI, 1995). Sabendo-se que o processamento do sinal é semelhante, ambas as técnicas mostram resultados similares em amplitude e frequência. Zhang *et al.* (1996) mostram que no músculo RF o valor RMS dos sinais EMG e MMG são similares. Com a fadiga, o valor RMS tende a



e elevar-se e a frequência média (MPF)<sup>27</sup> relacionada ao espectro de frequência, da mesma forma que a MF, diminui. Segundo Madeleine *et al.* (2002), utilizando os sinais EMG e MMG simultaneamente, a elevação do sinal MMG<sub>RMS</sub> durante a fadiga e/ou adaptação do motoneurônio está mais presente na MMG que na EMG. Já o decaimento do sinal de frequência (expresso pela MPF) é mais consistente para a EMG quando comparada à MMG, como pode ser visto na maioria dos resultados da Tabela 7, principalmente para o músculo VL.

A correlação negativa da Tabela 8 indica que os valores de MMG<sub>RMS</sub> e MMG<sub>MF</sub> tendem a divergir ao longo do tempo devido à fadiga muscular e/ou adaptação do motoneurônio. Resultados similares (denotando divergência dos sinais MMG<sub>RMS</sub> e MMG<sub>MF</sub>) foram encontrados em estudo de Tarata (2003) com MMG e EMG, na contração muscular voluntária. O aumento da amplitude da contração muscular e a redução da frequência durante a aplicação prolongada de FES são características de contrações fasciculadas, tais como as geradas por frequências de *burst* inferiores a 20 Hz (PETROFSKY, 2004; AGNE, 2005). Em estudo com FES visando criar abalos únicos<sup>28</sup> musculares, Yoshitake *et al.* (2002) monitoraram o parâmetro magnitude pico-a-pico<sup>29</sup> de MMG e MMG<sub>MF</sub>, e concluíram que as características da MMG são largamente dependentes das propriedades contráteis do músculo (tais como o tipo de fibra muscular). Hipóteses são levantadas quanto à mudança de resposta mecanomiográfica durante o surgimento de fadiga muscular. Blangsted *et al.* (2005) propuseram que o aumento do sinal do MMG<sub>RMS</sub> é devido ao aumento da pressão intramuscular. Entretanto, Sjøgaard *et al.* (2006) comprovaram que o aumento da pressão intramuscular não interfere no valor de MMG<sub>RMS</sub>. Segundo Oster e Jaffe (1980), a possível explicação para o aumento do valor MMG<sub>RMS</sub> é de que o evento de ativação e inativação das pontes cruzadas do sarcômero durante a contração excêntrica. Quando o ângulo está aumentando, ocorre um aumento desses eventos, elevando, assim, a intensidade da vibração muscular (SMITH *et al.*, 1997).

A redução do valor MMG<sub>MF</sub> mostrada nos resultados da Tabela 7 ocorreu nos VHS e nos VLMS, fato que pode ser explicado pelo aumento do LD da célula nervosa e consequente inativação dos canais iônicos de Na<sup>+</sup> (HODGKIN e HUXLEY, 1952) nos motoneurônios (SPIELMANN *et al.*, 1993). Em um protocolo objetivando avaliar a fadiga muscular em VH durante a contração voluntária, em testes isométricos, Jansen *et al.* (1997) mostraram que há

---

<sup>27</sup> Do inglês: *mean power frequency*

<sup>28</sup> Do inglês: *single twitches*

<sup>29</sup> Do inglês: *peak to peak*

uma relação entre o surgimento de fadiga muscular com a diminuição da MF no sinal EMG e o aumento de lactato sanguíneo. Com a aplicação de FES a 40 Hz e contração voluntária em 80% da contração voluntária máxima, durante 20 s, em ambos os protocolos, o valor  $EMG_{RMS}$  elevou-se com o passar do tempo e a  $EMG_{MF}$  decaiu, conforme Merletti e Lo Conte (1995). Ebersole *et al.* (2006), com VHS, realizando 50 repetições concêntricas do músculo quadríceps (cada voluntário), mostraram que houve um decaimento da frequência (expressa pela MPF) ao longo do tempo no sinal de EMG. Yoshitake *et al.* (2001) mostraram, nos músculos extensores do dorso durante a contração voluntária sustentada, que o valor de  $EMG_{RMS}$  cresce e a  $EMG_{MPF}$  decresce.

#### 5.1.4 Índice de eficiência

Como mostra a Tabela 2, vários são os parâmetros configurados na FES. Segundo Orizio *et al.* (2004), a resposta de força muscular cresce em função do aumento da frequência estimulatória (avaliada entre 1 e 50 Hz). Portanto, a frequência ótima de FES é aquela que gera força muscular eficaz (SMITH *et al.*, 2005) e que retarda ao máximo o aparecimento de fadiga muscular e/ou adaptação do motoneurônio.

Le *et al.* (2010) adotaram um modelo de contração muscular decorrente da FES em voluntário com lesão medular incompleta para investigar as variações decorrentes da FES de forma computacional. Equações como do IE são elaboradas para avaliação da FES, como em Rabischong (1996), que desenvolveu uma função não linear para calcular a produção de torque como função do tempo.

Para os VHS, os dados apresentados na Figura 18 mostram que o IE para o padrão estimulatório P1 alcançou os melhores resultados na S1 e o P3 para S2, ambos os padrões com 50 Hz. Isto ocorreu devido à diferença entre o  $MMG_{RMS}$  e a  $MMG_{MF}$  serem menores que em outros padrões e pelos valores de tempo (Tabela 5) e ângulo (Figura 14). Chou *et al.* (2005) estudaram um modelo matemático para fadiga muscular em VHS com dinamômetro utilizando várias frequências, entre 5 e 100 Hz, com 120 estímulos elétricos de curta duração para cada frequência selecionada. Na frequência de 50 Hz que ocorreu o maior número de contrações vigorosas, resultado em conformidade com IE discriminado na Figura 18 para os VHS.

Para os VLMs, a Figura 19 mostrou que os melhores resultados de IE ocorreram com o padrão estimulatório P4, tanto em S1 quanto S2, com 200  $\mu$ s de tempo *on* da portadora e

relação de 3 ms/11 ms de tempo *on* e *off* do *burst* resultando em 70 Hz. Esses resultados não acompanharam os resultados individuais de tempo (Tabela 6) e de ângulo (Figura 15) onde P4 não apresentou bons valores. O padrão estimulatório P4 está de acordo com resultados de Matsunaga *et al.* (1999) onde frequências altas (100 Hz) foram mais eficientes que frequências baixas (20 Hz). Levanta-se a hipótese que o bom resultado do IE deve-se à menor divergência dos valores de  $MMG_{RMS}$  e  $MMG_{MF}$  durante as aplicações de FES.

Marion *et al.* (2009) enunciaram uma equação de fadiga muscular e mostraram que o AJ em 20° e 90° produzia menos fadiga que nas amplitudes de 40° e 65°, mas os resultados de força foram maiores em amplitudes angulares de 40° e 65° (faixa preconizada no presente estudo).

Kesar *et al.* (2006), com VHS e FES em diferentes frequências (20, 30 e 60 Hz) e período *on* dos pulsos entre 107 $\mu$ s e 600 $\mu$ s, concluíram que a menor frequência com o maior duração *on* pode maximizar a performance da FES, em relação à força; embora a frequência de 30 Hz com 150  $\pm$  21 $\mu$ s de período *on*, tenha produzido a menor fadiga muscular comparando o primeiro ao último estímulo elétrico. Kesar *et al.* (2008), com VHS, em que os testes foram divididos em: (1) variação de frequência (interpulso) com período *on* fixo em 600 $\mu$ s; (2) variação do período ativo (*on*) do pulso e (3) modulação constante. A cada 16 contrações aumenta-se ou a frequência ou o período *on*. Comparando os protocolos 1, 2 e 3, demonstrou-se que a melhor técnica para obter bons resultados de força em músculos com presença de fadiga, é com a modulação por frequência. Resultados similares foram encontrados por Kaczmarek *et al.* (2009), que demonstraram que um aumento do tempo de interpulso com redução da frequência de FES produz um incremento na força muscular durante a contração, em comparação com a mesma amplitude, frequência e período *on* do pulso, o que está em conformidade com os valores dos VHS para o IE na Figura 18. Binder-Macleod *et al.* (1998) mostraram, em experimentos com VHS, que menores tempos de interpulso (maiores frequências) geram maiores forças, mas com maior intervalo interpulso (frequências menores) sustenta-se a força gerada por um tempo maior.

## 6 CONCLUSÕES

Neste estudo, compararam-se diferentes padrões estimulatórios de FES em voluntários hígidos e voluntários portadores de lesão medular baseando-se em um IE criado com valores de (1) tempo, (2) ângulo e (3) divergência dos descritores  $MMG_{MF}$  e  $MMG_{RMS}$ . Considerando os resultados descritos, a estratégia de recrutamento da células neuromusculares variam durante a aplicação de FES.

Os resultados mostraram que as amplitudes de tensão elétrica utilizadas em voluntários hígidos (VHs) são menores que para voluntários portadores de lesão medular (VHs). O perfil estimulatório que requer a menor amplitude do estímulo elétrico para o AJ alcançar 40° na determinação da amplitude é o P4, com 200  $\mu$ s de tempo *on* da portadora e relação de 3 ms/11 ms de tempo *on* e *off* do *burst* (70 Hz), tanto em voluntários hígidos como para voluntários portadores de lesão medular.

Quinze minutos (para VHs e VLMs) não se mostraram suficientes para que o tempo de contração eliciada artificialmente da S2 fosse similar ao tempo da S1. Os VHs mantiveram a contração artificial dentro da amplitude de movimento (angulação) mínima (65°) por um tempo superior aos VLMs em todos os padrões estimulatórios aplicados.

Quinze minutos (VHs e VLMs) também foram inadequados para que a amplitude de movimento (angulação) durante a aplicação de FES da S2 fosse similar à variação angular de S1. Os valores de ângulo com menor variação do início ao fim das contrações artificiais (I a IV) foram provenientes dos padrões estimulatórios com frequências de 50 Hz para VHs e de 70 Hz para VLMs.

O sinal de MMG para os descritores  $MMG_{MF}$  e  $MMG_{RMS}$  correlacionaram-se negativamente durante a aplicação de FES para VHs e VLMs e foram diferentes comparando S1 com S2. Os resultados indicaram uma redução da eficiência da contração muscular devido ao surgimento de uma contração fasciculada, possivelmente por alterações fisiológicas como fadiga muscular e/ou adaptação do motoneurônio.

Dos resultados relacionados ao índice de eficiência (IE) proposto, os padrões estimulatórios P1 (100 $\mu$ s de tempo *on* da portadora do pulso) em S1 e P3 (200 $\mu$ s de tempo *on* da portadora) em S2, ambos com 50 Hz de *burst*, apresentaram os melhores valores para VHs. Para os VLMs, o protocolo P4 com 200  $\mu$ s de tempo *on* da portadora e relação de 3 ms/11 ms de tempo *on* e *off* do *burst* resultando em 70 Hz, foi o que produziu os melhores resultados, tanto em S1 quanto em S2 para os padrões estimulatórios analisados. A eficiência dos padrões estimulatórios apresentados na Tabela 3, quando avaliados por (1) maior tempo, (2) menor

variação do AJ, ou (3) menor divergência dos descritores  $MMG_{MF}$  e  $MMG_{RMS}$  durante a contração artificial, possuem diferenças quando analisados separadamente. Não necessariamente o padrão estimulatório que obteve o tempo mais prolongado foi o que obteve a menor variação do AJ. Com a avaliação dos padrões estimulatórios realizada a partir do IE envolvendo os parâmetros: (1) manutenção do AJ por maior tempo, (2) menor variação do AJ e (3) menor divergência dos descritores  $MMG_{MF}$  e  $MMG_{RMS}$  durante a contração artificial, pode-se concluir que os resultados de eficiência são melhor avaliados pelo IE do que se avaliados para cada parâmetro (tempo, variação de ângulo e MMG) isoladamente.

## 6.1 TRABALHOS FUTUROS

Para trabalhos futuros relacionados à pesquisa realizada, sugere-se:

- 1) incrementos no protocolo experimental, como aumento do número de padrões estimulatórios utilizados e sensores de MMG, focando-se o músculo quadríceps, com a adição de um sensor sobre o músculo vasto medial, com o qual imagina-se ser possível aumentar a precisão dos resultados determinados pelo IE;
- 2) realização dos protocolos experimentais com os VLMs em posição ortostática e mimetizando a marcha para obter uma resposta mecanomiográfica dinâmica;
- 3) investigar a possibilidade de aprimorar a equação do índice de eficiência com inserção de novas variáveis como: amplitude utilizada na FES, tipo de fibra muscular medida pela MMG, relação do torque gerado devido ao peso do membro e percentual de gordura medida.

Com referência ao controle em malha fechada, os resultados obtidos trazem boas perspectivas para a incorporação de  $MMG_{RMS}$  e  $MMG_{MF}$  em estratégias de controle com sistemas de FES. As propostas de trabalhos futuros são:

- 1) investigação de diferenças mecanomiográficas entre a adaptação do motoneurônio e a fadiga muscular;
- 2) aplicação e avaliação do IE em sessões de reabilitação física correlacionando a melhora do paciente com a diminuição do valor do IE;
- 3) utilização do IE em sistemas não lineares como *fuzzy*, auxiliando a delimitar o nível de ganho para a FES;
- 4) aplicação do IE em tempo real com controladores PID, podendo indicar tendências de fadiga muscular e/ou adaptação do motoneurônio para aplicação em neuropróteses.

## REFERÊNCIAS

- ABBAS, J. J. e TRIOLO, R. J. Experimental evaluation of an adaptive feedforward controller for use in functional neuromuscular stimulation systems. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v.5, n.1, p.12-22, 1997.
- AGNE, J. E. **Eletroterapia: Teoria e prática**. Santa Maria: Orium. 2005. 336 p.
- AHLGREN, P., JARNEVING, B. e ROUSSEAU, R. Requirements for a cocitation similarity measure, with special reference to Pearson's correlation coefficient. **Journal of the American Society for Information Science and Technology**, v.54, n.6, p.550-560, 2003.
- ALLEN, D. G., LAMB, G. D. e WESTERBLAD, H. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. **Physiological Reviews**, v.88, n.1, p.287-332, 2008.
- ALLISON, S. C. e ABRAHAM, L. D. Sensitivity of qualitative and quantitative spasticity measures to clinical treatment with cryotherapy. **International Journal of Rehabilitation Research**, v.24, n.1, p.15-24, 2001.
- ANDERSEN, J. L., GRUSCHY-KNUDSEN, T., SANDRI, C., LARSSON, L. e SCHIAFFINO, S. Bed rest increases the amount of mismatched fibers in human skeletal muscle. **J Appl Physiol**, v.86, n.2, p.455-60, 1999.
- AUDU, M., TO, C., KOBETIC, R. e TRIOLO, R. Gait evaluation of a novel hip constraint orthosis with implication for walking in paraplegia. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v.In Press, Apr, 2010.
- BACHSCHMIDT, R. A., HARRIS, G. F. e SIMONEAU, G. G. Walker-assisted gait in rehabilitation: a study of biomechanics and instrumentation. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v.9, n.1, p.96-105, 2001.
- BAILEY, S. N., HARDIN, E. C., KOBETIC, R., BOGGS, L. M., PINAULT, G. e TRIOLO, R. J. Neurotherapeutic and neuroprosthetic effects of implanted functional electrical stimulation for ambulation after incomplete spinal cord injury. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v.47, n.1, p.7-16, 2010.
- BAJD, T., KRALJ, A., TURK, R., BENKO, H. e SEGA, J. The use of a four-channel electrical stimulator as an ambulatory aid for paraplegic patients. **Phys Ther**, v.63, n.7, p.1116-20, 1983.
- BAKER, L. L., BOWMAN, B. R. e MCNEAL, D. R. Effects of waveform on comfort during neuromuscular electrical stimulation. **Clin Orthop Relat Res**, v.233, p.75-85, 1988.
- BAPTISTA, R. R., SCHEEREN, E. M., MACINTOSH, B. R. e VAZ, M. A. Low-frequency fatigue at maximal and submaximal muscle contractions. **Braz J Med Biol Res**, v.42, p.380-385, 2009.

BARNES, S., GREGSON, J., LEATHLEY, M., SMITH, T., SHARMA, A. e WATKINS, C. Development and inter-rater reliability of an assessment tool for measuring muscle tone in people with hemiplegia after a stroke. **Physiotherapy**, v.85, n.8, p.405-409, 1999.

BARRETT, E. F., BARRETT, J. N. e CRILL, W. E. Voltage-sensitive outward currents in cat motoneurons. **J Physiol**, v.304, n.1, p.251-76, 1980.

BEAR, M. F., CONNORS, B. W. e PARADISO, M. A. **Neurociências: Desvendando o sistema nervoso**. Porto Alegre: Artmed. 2002. 855 p.

BECK, T. W., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., WEIR, J. P., CRAMER, J. T., COBURN, J. W. e MALEK, M. H. Mechanomyographic amplitude and mean power frequency versus torque relationships during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. **J Electromyogr Kinesiol**, v.14, n.5, p.555-564, 2004.

BECKER, I., BAXTER, G. D. e WOODLEY, S. J. The vastus lateralis muscle: An anatomical investigation. **Clinical Anatomy**, v.23, p.575-85, 2010.

BEDBROOK, G. M. **The care and management of spinal cord injuries**. New York: Springer. 1981. 351 p.

BELLEMARE, F., WOODS, J. J., JOHANSSON, R. e BIGLAND-RITCHIE, B. Motor-unit discharge rates in maximal voluntary contractions of three human muscles. **J Neurophysiol**, v.50, n.6, p.1380-92, 1983.

BIGLAND-RITCHIE, B., JOHANSSON, R., LIPPOLD, O. C., SMITH, S. e WOODS, J. J. Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. **J Physiol**, v.340, n.1, p.335-46, 1983.

BINDER-MACLEOD, S. A., LEE, S. C. K., FRITZ, A. D. e KUCHARSKI, L. J. New look at force-frequency relationship of human skeletal muscle: effects of fatigue. **J Neurophysiol**, v.79, n.4, p.1858-68, 1998.

BLANGSTED, A. K., SJØGAARD, G., MADELEINE, P., OLSEN, H. B. e SØGAARD, K. Voluntary low-force contraction elicits prolonged low-frequency fatigue and changes in surface electromyography and mechanomyography. **J Electromyogr Kinesiol**, v.15, n.2, p.138-148, 2005.

BLEMKER, S. S. e DELP, S. L. Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models. **J Biomech**, v.39, n.8, p.1383-1391, 2006.

BLNDER-MACLEOD, S. A. e SNYDER-MACKER, L. Muscle Fatigue: Clinical Implications for Fatigue Assessment and Neuromuscular Electrical Stimulation. **Phys Ther**, v.73, p.902-10, 1993.

BOHANNON, R. W. e SMITH, M. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. **Phys Ther**, v.67, n.2, p.206-7, February, 1987.

BRONZINO, J. D. **Management of medical technology: a primer for clinical engineers**. Boston, USA: Butterworth-Heinemann. 1992. 451 p.

- BURKE, D., ANDREWS, J. e GILLIES, J. The reflex response to sinusoidal stretching in spastic man. **Brain**, v.94, p.455-470, 1971.
- BURKE, D. e SCHILLER, H. H. Discharge pattern of single motor units in the tonic vibration reflex of human triceps surae. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v.39, n.8, p.729-741, 1976.
- BURT, A. A. The epidemiology, natural history and prognosis of spinal cord injury. **Curr Orthop**, v.18, n.1, p.26-32, 2004.
- BUTLER, D. S. **Mobilização do sistema nervoso**. Barueri: Manole. 2003. 270 p.
- CALVIN-FIGUIERE, S., ROMAIGUERE, P., GILHODES, J. C. e ROLL, J. P. Antagonist motor responses correlate with kinesthetic illusions induced by tendon vibration. **Exp Brain Res**, v.124, n.3, p.342-350, 1999.
- CARR, J. H., SHEPHERD, R. B. e ADA, L. Spasticity: research findings and implications for intervention. **Physiotherapy**, v.81, n.8, p.421-429, August 1995.
- CARROLL, T. J., RIEK, S. e CARSON, R. G. Neural adaptations to resistance training: implications for movement control. **Sports Medicine**, v.31, n.12, p.829-840, 2001.
- CASTRO, M. J., APPLE, D. F., STARON, R. S., CAMPOS, G. E. R. e DUDLEY, G. A. Influence of complete spinal cord injury on skeletal muscle within 6 mo of injury. **J Appl Physiol**, v.86, n.1, p.350-358, 1999.
- CHAE, J. e HART, R. Intramuscular hand neuroprosthesis for chronic stroke survivors. **Neurorehabil Neural Repair**, v.17, n.2, p.109-117, 2003.
- CHOU, L. W., DING, J., WEXLER, A. S. e BINDER-MACLEOD, S. A. Predicting optimal electrical stimulation for repetitive human muscle activation. **J Electromyogr Kinesiol**, v.15, n.3, p.300-309, 2005.
- CHUNG, S., LI, X. e NELSON, S. B. Short-term depression at thalamocortical synapses contributes to rapid adaptation of cortical sensory responses in vivo. **Neuron**, v.34, n.3, p.437-446, 2002.
- CIPRIANO, J. J. **Photographic manual of regional orthopaedic and neurological tests**. Atlanta, Georgia: Lippincott Williams & Wilkins. 2003. 496 p.
- COBURN, J. W., HOUSH, T. J., CRAMER, J. T., WEIR, J. P., MILLER, J. M., BECK, T. W., MALEK, M. H. e JOHNSON, G. O. 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.412-20, 2005.
- COHEN, H. **Neurociências para Fisioterapeutas**. Barueri: Manole. 2001. 519 p.
- CORRÊA, F. I., SOARES, F., ANDRADE, D. V., GONDO, R. M., PERES, J. A., FERNANDES, A. O. e CORRÊA, J. C. F. Atividade muscular durante a marcha após acidente vascular encefálico. **Arq Neuropsiquiatr** v.63, n.3-B, p.847-851, 2005.



- COSENZA, R. M. **Fundamentos de Neuroanatomia**. Rio de Janeiro: Guanabara/Koogan. 1998. 143 p.
- CRAGO, P. E., MEMBERG, W. D., USEY, M. K., KEITH, M. W., KIRSCH, R. F., CHAPMAN, G. J., KATORGI, M. A. e PERREAULT, E. J. An elbow extension neuroprosthesis for individuals with tetraplegia. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v.6, n.1, p.1-6, 1998.
- CRONE, C., JOHNSEN, L. L., BIERING-SORENSEN, F. e NIELSEN, J. B. Appearance of reciprocal facilitation of ankle extensors from ankle flexors in patients with stroke or spinal cord injury. **Brain** v.126, n.2, p.495-507, 2003.
- CRONE, C., PETERSEN, N. T., NIELSEN, J. E., HANSEN, N. L. e NIELSEN, J. B. Reciprocal inhibition and corticospinal transmission in the arm and leg in patients with autosomal dominant pure spastic paraparesis (ADPSP). **Brain**, v.127, n.12, p.2693, 2004.
- DAVOODI, R. e ANDREWS, B. J. Fuzzy logic control of FES rowing exercise in paraplegia. **IEEE Trans Biomed Eng**, v.51, n.3, p.541-543, March, 2004.
- DE CASTRO, S. V. **Anatomia Fundamental**. São Paulo: Makron Books. 1985. 586 p.
- DE LUCA, C. J. e FORREST, W. J. Some properties of motor unit action potential trains recorded during constant force isometric contractions in man. **Biological Cybernetics**, v.12, n.3, p.160-168, 1973.
- DE LUCA, C. J., LEFEVER, R. S., MCCUE, M. P. e XENAKIS, A. P. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. **Journal of Physiology**, v.329, p.113-28, 1982.
- DELUZE, C., BOSIA, L., ZIRBS, A., CHANTRAINE, A. e VISCHER, T. L. Electroacupuncture in fibromyalgia: results of a controlled trial. **Br Med J**, v.305, n.6864, p.1249-1252, 1992.
- DIETZ, V. e HARKEMA, S. J. Locomotor activity in spinal cord-injured persons. **J Appl Physiol**, v.96, n.5, p.1954-1960, 2004.
- DIETZ, V., NAKAZAWA, K., WIRZ, M. e ERNI, T. Level of spinal cord lesion determines locomotor activity in spinal man. **Exp Brain Res**, v.128, n.3, p.405-409, 1999.
- DILORENZO, D. J. e BRONZINO, J. D. **Neuroengineering**. Boca Raton, FL: CRC Press. 2007. 408 p.
- DINDAR, F. e VERRIER, M. Studies on the receptor responsible for vibration induced inhibition of monosynaptic reflexes in man. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v.38, n.2, p.155-160, 1975.
- DONALDSON, N. e YU, C. H. A strategy used by paraplegics to stand up using FES. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v.6, n.2, p.162-167, 1998.

- DOU, H., TAN, K. K., LEE, T. H. e ZHOU, Z. Iterative learning feedback control of human limbs via functional electrical stimulation. **Control Engineering Practice**, v.7, n.3, p.315-325, 1999.
- DUCHATEAU, J. e ENOKA, R. M. Neural adaptations with chronic activity patterns in able-bodied humans. **Am J Phys Med Rehabil**, v.81, n.11, p.S17-27, 2002.
- DUCHENNE, G. B. **De l'Electrisation Localisee et de son Application a la Pathologie et a la Therapeutique**. Paris: J.-B. Baillière et fils. 1855. 900 p.
- DURLING, A. E. **An introduction to electrical engineering**. London: Macmillan. 1969. 460 p.
- EBERSOLE, K. T., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., EVETOVICH, T. K., SMITH, D. B. e PERRY, S. R. MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles. **J Electromyogr Kinesiol**, v.9, n.3, p.219-27, 1999.
- EBERSOLE, K. T., O'CONNOR, K. M. e WIER, A. P. Mechanomyographic and electromyographic responses to repeated concentric muscle actions of the quadriceps femoris. **J Electromyogr Kinesiol**, v.16, p.149-57, 2006.
- ERHART, E. A. **Neuroanatomia**. São Paulo: Atheneu. 1972. 420 p.
- EVERAERT, D. G., THOMPSON, A. K., CHONG, S. L. e STEIN, R. B. Does Functional Electrical Stimulation for Foot Drop Strengthen Corticospinal Connections? **Neurorehabil Neural Repair**, v.24, n.2, p.168-77, 2010.
- FALLER, L., NOGUEIRA-NETO, G. N., BUTTON, V. L. D. S. N. e NOHAMA, P. Muscle fatigue assessment by mechanomyography during application of NMES protocol. **Rev Bras Fisioter**, v.13, n.5, p.422-429, 2009.
- FELTEN, D. L. e JÓZEFOWICZ, R. F. **Atlas de neurociências humana de Netter**. Porto Alegre: Artmed. 2005. 310 p.
- FERREIRA, A. S. **Lesões Nervosas Periféricas (diagnóstico e Tratamento)**. São Paulo: Santos. 2006. 254 p.
- FISEKOVIC, N. e POPOVIC, D. B. New controller for functional electrical stimulation systems. **Med Eng Phys**, v.23, n.6, p.391-399, 2001.
- FODSTAD, H. e HARIZ, M. Electricity in the treatment of nervous system disease. **Acta Neurochir Suppl**, v.97, n.1, p.11, 2007.
- FRANKEN, H. M., VELTINK, P. H., FIDDER, M. e BOOM, H. B. K. Fatigue of intermittently stimulated paralyzed human quadriceps during imposed cyclical lower leg movements. **J Electromyogr Kinesiol**, v.3, n.1, p.3-12, 1993.
- FUJITA, K., HANDA, Y., HOSHIMIYA, N. e ICHIE, M. Stimulus adjustment protocol for FES-induced standing in paraplegia using percutaneous intramuscular electrodes. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v.3, n.4, p.360-366, 1995.

- FUKAMI, Y. Responses of isolated Golgi tendon organs of the cat to muscle contraction and electrical stimulation. **J Physiol**, v.318, n.1, p.429-43, 1981.
- GALVANI, L. **De viribus electricitatis in motu musculari commentarius**: Bon Sci Art Inst Acad Comm, v.7. 1791. 363-418 p.
- GANDEVIA, S. C. Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, moto neurones and moto cortical drive. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.162, n.3, p.275-283, 1998.
- GEDDES, L. A. e BAKER, L. E. **Principles of applied biomedical instrumentation**. New York: Wiley-Interscience. 1989. 961 p.
- GELBER, D. A. e JOZEFczyk, P. B. Therapeutics in the management of spasticity. **Neurorehabil Neural Repair** v.13, n.1, p.5-14, 1999.
- GILLIES, J. D., LANCE, J. W., NEILSON, P. D. e TASSINARI, C. A. Presynaptic inhibition of the monosynaptic reflex by vibration. **J Physiol**, v.205, n.2, p.329-339, 1969.
- GOBBO, M., CÈ, E., DIEMONT, B., ESPOSITO, F. e ORIZIO, C. Torque and surface mechanomyogram parallel reduction during fatiguing stimulation in human muscles. **Eur J Appl Physiol**, v.97, n.1, p.9-15, 2006.
- GOLLEE, H., HUNT, K. J. e WOOD, D. E. New results in feedback control of unsupported standing in paraplegia. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v.12, n.1, p.73-80, 2004.
- GORMAN, R. B., MCDONAGH, J. C., HORNBY, T. G., REINKING, R. M. e STUART, D. G. Measurement and nature of firing rate adaptation in turtle spinal neurons. **J Comp Physiol**, v.191, n.7, p.583-603, 2005.
- GRAUPE, D. e KOHN, K. H. **Functional electrical stimulation for ambulation by paraplegics: Twelve years of clinical observations and system studies**. Malabar, FL: Krieger Publishing Company. 1994. 194 p.
- GRAY, J. A. B. e MATTHEWS, P. B. C. A comparison of the adaptation of the Pacinian corpuscle with the accommodation of its own axon. **J Physiol**, v.114, n.4, p.454-64, 1951.
- GRAZIANO, M. S. A. Feedback remapping and the cortical control of movement. In: M. L. Latash e F. Lestienne (Ed.), **Motor control and learning**. New York: Springer, p. 97-104, 2006.
- HAMADA, T., HAYASHI, T., KIMURA, T., NAKAO, K. e MORITANI, T. Electrical stimulation of human lower extremities enhances energy consumption, carbohydrate oxidation, and whole body glucose uptake. **J Appl Physiol**, v.96, n.3, p.911-916, 2004.
- HATZIS, A., STRANJALIS, G., MEGAPANOS, C., SDROLIAS, P. G., PANOURIAS, I. G. e SAKAS, D. E. The current range of neuromodulatory devices and related technologies. **Acta Neurochir Suppl**, v.97, n.1, p.21-9, 2007.

- HE, B. **Neural engineering**. Dordrecht, The Netherlands: Kluwer/Plenum. 2005. 488 p.
- HIGBIE, E. J., CURETON, K. J., WARREN III, G. L. e PRIOR, B. M. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. **J Appl Physiol**, v.81, n.5, p.2173-81, 1996.
- HODGKIN, A. L. e HUXLEY, A. F. The dual effect of membrane potential on sodium conductance in the giant axon of *Loligo*. **J Physiol**, v.116, n.4, p.497-506, 1952.
- HOSHIMIYA, N., NAITO, A., YAJIMA, M. e HANDA, Y. A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system for multijoint upper extremity. **IEEE Trans Biomed Eng**, v.36, n.7, p.754-760, 1989.
- HUNT, C. C. e OTTOSON, D. Impulse activity and receptor potential of primary and secondary endings of isolated mammalian muscle spindles. **J Physiol**, v.252, n.1, p.259-81, 1975.
- IEC601-1. Equipamento eletromédico. Prescrições gerais para segurança 1994.
- ISAKOV, E., MIZRAHI, J. e NAJENSON, T. Biomechanical and physiological evaluation of FES-activated paraplegic patients. **J Rehabil Res Dev**, v.23, n.3, p.9-19, 1986.
- JANSEN, R., AMENT, W., VERKERKE, G. J. e HOF, A. L. Median power frequency of the surface electromyogram and blood lactate concentration in incremental cycle ergometry. **Eur J Appl Physiol**, v.75, n.2, p.102-8, 1997.
- JEZERNIK, S., WASSINK, R. G. V. e KELLER, T. Sliding mode closed-loop control of FES: controlling the shank movement. **IEEE Trans Biomed Eng**, v.51, n.2, p.263-272, 2004.
- JUNQUEIRA, R. T., RIBEIRO, A. M. B. e SCIANNI, A. A. Efeitos do fortalecimento muscular e sua relação com a atividade funcional e a espasticidade em indivíduos hemiparéticos. **Rev. Bras. Fisioter** v.8, n.3, p.247-252, 2004.
- KACZMAREK, P., HUBER, J., LISI SKI, P., WITKOWSKA, A. e KASI SKI, A. Investigation of the Relationship Between Stimulus Parameters and a Human Muscle Contraction Force During Stimulation of the Gastrocnemius Muscle. **Artif Organs**, v.34, n.2, p.126-135, 2009.
- KANDA, K. e HASHIZUME, K. Factors causing difference in force output among motor units in the rat medial gastrocnemius muscle. **Journtal of Physiology**, v.448, n.1, p.677-95, 1992.
- KANDEL, E. R., JESSELL, T. M. e SCHWARTZ, J. H. **Principles of neural science**. New York: Elsevier 1991. 1138 p.
- KERN, H., CARRARO, U., ADAMI, N., BIRAL, D., HOFER, C., FORSTNER, C., MODLIN, M., VOGELAUER, M., POND, A. e BONCOMPAGNI, S. Home-Based Functional Electrical Stimulation Rescues Permanently Denervated Muscles in Paraplegic Patients With Complete Lower Motor Neuron Lesion. **Neurorehabil Neural Repair**, v.In Press, Mai, 2010a.

KERN, H., STRAMARE, R., MARTINO, L., GARGIULO, P. e CARRARO, U. Permanent LMN denervation of human skeletal muscle and recovery by hb FES: management and monitoring. **European Journal Translational Myology**, v.20, n.3, p.91-104, 2010b.

KERNELL, D. e MONSTER, A. W. Motoneurone properties and motor fatigue. **Exp Brain Res**, v.46, n.2, p.197-204, 1982a.

KERNELL, D. e MONSTER, A. W. Time course and properties of late adaptation in spinal motoneurons of the cat. **Exp Brain Res**, v.46, n.2, p.191-196, 1982b.

KESAR, T. e BINDER-MACLEOD, S. Effect of frequency and pulse duration on human muscle fatigue during repetitive electrical stimulation. **Experimental Physiology**, v.91, n.6, p.967-76, 2006.

KESAR, T., CHOU, L. W. e BINDER-MACLEOD, S. A. Effects of stimulation frequency versus pulse duration modulation on muscle fatigue. **J Electromyogr Kinesiol**, v.18, n.4, p.662-71, August, 2008.

KILGORE, K. L., HART, R. L., MONTAGUE, F. W., BRYDEN, A. M., KEITH, M. W., HOYEN, H. A., SAMS, C. J. e PECKHAM, P. H. An implanted myoelectrically-controlled neuroprosthesis for upper extremity function in spinal cord injury. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**, v.1, p.1630-1633, 2006.

KLOMKLEAW, W., KASASHIMA, Y., KOBAYASHI, A., FULLER, G., MORIMOTO, M., NAKADE, T., MUTO, M., OBA, T., HAMLIN, R. L. e YAMAGUCHI, M. Tubular aggregates observed in spindle muscle fiber of horse lumbrical muscle. **Acta neuropathol**, v.101, n.5, p.509-517, 2001.

KNIKOU, M. e CONWAY, B. A. Effects of electrically induced muscle contraction on flexion reflex in human spinal cord injury. **Spinal Cord**, v.43, n.11, p.640-648, 2005.

KRUEGER-BECK, E., NOGUEIRA-NETO, G. N. e NOHAMA, P. Estímulo vibracional na espasticidade – uma perspectiva de tratamento. **Rev Neurocienc**, v.In Press, p.1-7, 2010a.

KRUEGER-BECK, E., SCHEEREN, E., NOGUEIRA-NETO, G. N., BUTTON, V. L. D. S. N. e NOHAMA, P. Mechanomyographic Response during FES in Healthy and Paraplegic Subjects. In: Ieee (Ed.), **32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS**. Buenos Aires, Argentina: EMB. p.626-9, 2010b.

KRUEGER-BECK, E., SCHEEREN, E., NOGUEIRA-NETO, G. N., BUTTON, V. L. D. S. N. e NOHAMA, P. Optimal FES Parameters Based on Mechanomyographic Efficiency Index. In: Ieee (Ed.), **32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS**. Buenos Aires, Argentina: EMB. p.1378-81, 2010c.

KRUEGER, E., SCHEEREN, E., CHU, G. F. D., NOGUEIRA-NETO, G. N. e BUTTON, V. L. D. S. N. Mechanomyography analysis with 0.2 s and 1.0 s time delay after onset of contraction. In: A. Fred, F. J., *et al* (Ed.), **BIOSTEC 2010: 3rd International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies**. Valência: INSTICC –

Institute for Systems and Technologies of Information, Control and Communication. p.296-9, 2010.

KUROSAWA, K., FUTAMI, R., WATANABE, T. e HOSHIMIYA, N. Joint angle control by FES using a feedback error learning controller. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v.13, n.3, p.359-371, 2005.

LANGZAM, E., NEMIROVSKY, Y., ISAKOV, E. e MIZRAHI, J. Muscle enhancement using closed-loop electrical stimulation: Volitional versus induced torque. **J Electromyogr Kinesiol**, v.17, n.3, p.275-284, 2007.

LE, F., MARKOVSKY, I., FREEMAN, C. T. e ROGERS, E. Identification of electrically stimulated muscle models of stroke patients. **Control Engineering Practice**, v.18, p.396-407, 2010.

LIEBER, R. L. e KELLY, M. J. Torque history of electrically stimulated human quadriceps: implications for stimulation therapy. **J Orthop Res**, v.11, n.1, p.131-41, 1993.

LIPPOLD, O. C. J., NICHOLLS, J. G. e REDFEARN, J. W. T. Electrical and mechanical factors in the adaptation of a mammalian muscle spindle. **J Physiol**, v.153, n.2, p.209-17, 1960.

LO CONTE, L. R. e MERLETTI, R. Advances in processing of surface myoelectric signals: Part 2. **medical & Biological Engineering & Computing**, v.33, n.3, p.373-384, 1995.

LOEB, G. E. Learning from the spinal cord. **J Physiol**, v.533, n.1, p.111-117, 2001.

LYNCH, C. L. e POPOVIC, M. R. Closed-Loop Control for FES: Past Work and Future Directions. In: (Ed.), **10th Annual Conference of the International FES Society**. Montreal, Canada. p.1-3, 2005.

MACHADO, A. B. M. **Neuroanatomia Funcional** São Paulo: Atheneu. 2006. 363 p.

MADELEINE, P., GE, H.-Y., JASKÓLSKA, A., FARINA, D., JASKÓLSKI, A. e ARENDT-NIELSEN, L. Spectral moments of mechanomyographic signals recorded with accelerometer and microphone during sustained fatiguing contractions. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.44, n.4, p.290-7, 2006.

MADELEINE, P., JØRGENSEN, L., SØGAARD, K., ARENDT-NIELSEN, L. e SJØGAARD, G. Development of muscle fatigue as assessed by electromyography and mechanomyography during continuous and intermittent low-force contractions: effects of the feedback mode. **Eur J Appl Physiol**, v.87, n.1, p.28-37, 2002.

MARINI, M. e VEICSTEINAS, A. The exercised skeletal muscle: a review. **European Journal Translational Myology - Myology Reviews**, v.20, n.3, p.105-120, 2010.

MARION, M. S., WEXLER, A. S. e HULL, M. L. Predicting fatigue during electrically stimulated non-isometric contractions. **Muscle Nerve**, v.41, n.6, p.857-867, 2010.

MARION, M. S., WEXLER, A. S., HULL, M. L. e BINDER-MACLEOD, S. A. Predicting the effect of muscle length on fatigue during electrical stimulation. **Muscle Nerve**, v.40, n.4, p.573-581, 2009.

MARSOLAIS, E. B. e KOBETIC, R. Functional electrical stimulation for walking in paraplegia. **J Bone Joint Surg**, v.69, n.5, p.728-33, 1987.

MARSOLAIS, E. B. e KOBETIC, R. Development of a practical electrical stimulation system for restoring gait in the paralyzed patient. **Clin Orthop Relat Res**, v.233, p.64-74, 1988.

MATSUNAGA, T., SHIMADA, Y. e SATO, K. Muscle fatigue from intermittent stimulation with low and high frequency electrical pulses. **Arch Phys Med Rehabil**, v.80, n.1, p.48-53, 1999.

MAYNARD, F. M., BRACKEN, M. B., CREASEY, G., DITUNNO, J. F., DONOVAN, W. H., DUCKER, T. B., GARBER, S. L., MARINO, R. J., STOVER, S. L. e TATOR, C. H. International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. **Spinal Cord**, v.35, n.5, p.266-274, 1997.

MCANDREW, D., GORELICK, M. e BROWN, J. M. M. Muscles within muscles: a mechanomyographic analysis of muscle segment contractile properties within human gluteus maximus. **Journal of Musculoskeletal Research**, v.10, n.1, p.23-35, 2006a.

MCANDREW, D. J., ROSSER, N. A. D. e BROWN, J. M. M. Mechanomyographic measures of muscle contractile properties are influenced by the duration of the stimulatory pulse. **J Appl Res**, v.6, n.1, p.142-52, 2006b.

MCNEIL, C. J., MURRAY, B. J. e RICE, C. L. Differential changes in muscle oxygenation between voluntary and stimulated isometric fatigue of human dorsiflexors. **J Appl Physiol**, v.100, n.3, p.890-895, 2006.

MENESES, M. S. **Neuroanatomia Aplicada**. Rio de Janeiro Guanabara Koogan. 1999. 360 p.

MERLETTI, R. e LO CONTE, L. R. Advances in processing of surface myoelectric signals: part 1. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.33, n.3, p.362-72, 1995.

MIRBAGHERI, M. M., SETTLE, K., HARVEY, R. e RYMER, W. Z. Neuromuscular abnormalities associated with spasticity of upper extremity muscles in hemiparetic stroke. **J Neurophysiol**, v.98, n.2, p.629, 2007.

NARDONE, A. e SCHIEPPATI, M. Reflex contribution of spindle group Ia and II afferent input to leg muscle spasticity as revealed by tendon vibration in hemiparesis. **Clin Neurophysiol**, v.116, n.6, p.1370-1381, 2005.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia**. Porto alegre Artmed. 2001. 525 p.

NIGHTINGALE, E. J., RAYMOND, J., MIDDLETON, J. W., CROSBIE, J. e DAVIS, G. M. Benefits of FES gait in a spinal cord injured population. **Spinal Cord**, v.45, n.10, p.646-657, 2007.

NOGUEIRA-NETO, G. N., MÜLLER, R. W., SALLES, F. A., NOHAMA, P. e BUTTON, V. L. S. Mechanomyographic sensor: a triaxial accelerometry approach. In: (Ed.), **International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technology**. Funchal. p.176-9, 2008.

O'DWYER, N. J., ADA, L. e NEILSON, P. D. Spasticity and muscle contracture following stroke. **Brain** v.119, n.5, p.1737-1749, 1996.

O'DONOVAN, K. J. e O'KEEFFE, D. T. Movement monitoring FES system. In: (Ed.), **Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society**. Cleveland. 2001.

OLIVIERO, A., RUBIO-ESTEBAN, M., FOFFANI, G., AGUILAR, J., LOPEZ-DOLADO, E., ARZOZ-LEZAUN, T., GODINO-DURAN, J. A., GÓMEZ-ARGÜELLES, J. M., PÉREZ-BORREGO, Y. e DE LA CRUZ, F. S. Effects of baclofen on temperature perception in humans. **Neurosci Res**, v.59, n.1, p.89-92, 2007.

ORIZIO, C., BARATTA, R. V., ZHOU, B. H., SOLOMONOW, M. e VEICSTEINAS, A. Force and surface mechanomyogram relationship in cat gastrocnemius. **J Electromyogr Kinesiol**, v.9, n.2, p.131-40, 1999a.

ORIZIO, C., DIEMONT, B., ESPOSITO, F., ALFONSI, E., PARRINELLO, G., MOGLIA, A. e VEICSTEINAS, A. Surface mechanomyogram reflects the changes in the mechanical properties of muscle at fatigue. **Eur J Appl Physiol**, v.80, n.4, p.276-84, 1999b.

ORIZIO, C., GOBBO, M. e DIEMONT, B. Changes of the force-frequency relationship in human tibialis anterior at fatigue. **J Electromyogr Kinesiol**, v.14, n.5, p.523-30, 2004.

OSTER, G. e JAFFE, J. S. Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle. **Biophys J**, v.30, n.1, p.119-28, 1980.

PACKMAN-BRAUN, R. Relationship between functional electrical stimulation duty cycle and fatigue in wrist extensor muscles of patients with hemiparesis. **Phys Ther**, v.68, n.1, p.51-6, 1988.

PAI, Y. C., WENING, J. D., RUNTZ, E. F., IQBAL, K. e PAVOL, M. J. Role of feedforward control of movement stability in reducing slip-related balance loss and falls among older adults. **J Neurophysiol**, v.90, n.2, p.755-762, 2003.

PATIL, P. G., CARMENA, J. M., NICOLELIS, M. A. L. e TURNER, D. A. Ensemble recordings of human subcortical neurons as a source of motor control signals for a brain-machine interface. **Neurosurgery**, v.55, n.1, p.27-38, 2004.

PETROFSKY, J. S. Electrical stimulation: neurophysiological basis and application. **Basic Appl Myol**, v.14, n.4, p.205-213, 2004.

PIERROT-DESEILLIGNY, E. e BURKE, D. C. **The circuitry of the human spinal cord: its role in motor control and movement disorders**: Cambridge Univ Pr. 2005. 642 p.



POPOVIC, M. R., CURT, A., KELLER, T. e DIETZ, V. Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations. **Spinal Cord**, v.39, n.8, p.403-412, 2001.

POPOVIC, M. R. e THRASHER, T. A. Neuroprostheses. In: G. L. Bowlin e G. Wnek (Ed.), **Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering**. New York: Informa Healthcare, p. 1056–65, 2004.

POWERS, R. K., SAWCZUK, A., MUSICK, J. R. e BINDER, M. D. Multiple mechanisms of spike-frequency adaptation in motoneurons. **Journal of Physiology-Paris**, v.93, n.1-2, p.101-114, 1999.

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

RAPP JR, C. E. e TORRES, M. M. The adult with cerebral palsy. **Arch Fam Med** v.9, n.5, p.466-472, May, 2000.

RATKEVI IUS, A., SKURVYDAS, A., POVILONIS, E., QUISTORFF, B. e LEXELL, J. Effects of contraction duration on low-frequency fatigue in voluntary and electrically induced exercise of quadriceps muscle in humans. **Eur J Appl Physiol**, v.77, n.5, p.462-468, 1998.

RIENER, R. Model-based development of neuroprosthesis for paraplegic patients. **Phil.Trans. R. Soc. Lond. B**, v.354, n.1385, p.877-94, 1999.

ROONEY, J. G., CURRIER, D. P. e NITZ, A. J. Effect of variation in the burst and carrier frequency modes of neuromuscular electrical stimulation on pain perception of healthy subjects. **Phys Ther**, v.72, n.11, p.800-6, 1992.

RUETERBORIES, J., SPAICH, E. G., LARSEN, B. e ANDERSEN, O. K. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. **Med Eng Phys**, v.32, p.545-52, 2010.

RUSHTON, D. N. Functional electrical stimulation. **Physiol. Meas.**, v.18, n.4, p.241-276, 1997.

RUSHTON, D. N. Functional electrical stimulation and rehabilitation -- an hypothesis. **Medical Engineering & Physics**, v.25, n.1, p.75-8, 2003.

SARAH. Lesão Medular: Principais Causas de Lesão Medular Traumática. 2010. disponível em: [http://www.sarah.br/paginas/doencas/po/p\\_08\\_lesao\\_medular.htm](http://www.sarah.br/paginas/doencas/po/p_08_lesao_medular.htm). Acesso em 19 de janeiro de 2010.

SCHEEREN, E., NOGUEIRA-NETO, G. N., KRUEGER-BECK, E., BUTTON, V. L. D. S. N. e NOHAMA, P. Investigation of Muscle Behavior During Different Functional Electrical Stimulation Profiles Using Mechanomyography. In: Ieee (Ed.), **32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS**. Buenos Aires, Argentina: EMB. p.3970-3, 2010.

SCHIEFER, M. A., TRIOLO, R. J. e TYLER, D. J. A model of selective activation of the femoral nerve with a flat interface nerve electrode for a lower extremity neuroprosthesis. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v.16, n.2, p.195-204, 2008.

SCHMIDT, R., DUDEL, J., JÄNIG, W. e ZIMMERMANN, M. **Neurofisiologia**. São Paulo: EPU. 1979. 372 p.

SCHMIDTBLEICHER, D., HAAS, C. T. e TURBANSKI, S. Vibration Training in Rehabilitation. In: (Ed.), **Proceedings of the International Symposium on Biomechanics in Sports XXIII**. p.71-79, 2005.

SEKI, K., OGURA, T., SATO, M. e ICHIE, M. Changes of the evoked mechanomyogram during electrical stimulation. In: (Ed.), **Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society**. Brisbane. 2003.

SHEFFLER, L. R. e CHAE, J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. **Muscle Nerve**, v.35, n.5, p.562-90, 2007.

SHIMADA, Y., SATO, K., KAGAYA, H., KONISHI, N., MIYAMOTO, S. e MATSUNAGA, T. Clinical use of percutaneous intramuscular electrodes for functional electrical stimulation. **Arch Phys Med Rehabil**, v.77, n.10, p.1014-8, 1996.

SMITH, D. B., HOUSH, TERRY J., STOUT, J. R., JOHNSON, G. O., EVETOVICH, T. K. e EBERSOLE, K. T. Mechanomyographic responses to maximal eccentric isokinetic muscle actions. **J Appl Physiol**, v.82, n.3, p.1003-7, 1997.

SMITH, N. P., BARCLAY, C. J. e LOISELLE, D. S. The efficiency of muscle contraction. **Progress in Biophysics & Molecular Biology**, v.88, n.1, p.1-58, 2005.

SØGAARD, K., ORIZIO, C. e SØGAARD, G. Surface mechanomyogram amplitude is not attenuated by intramuscular pressure. **Eur J Appl Physiol**, v.96, n.2, p.178-84, 2006.

SONG, J. W., YANG, L. J. e RUSSELL, S. M. Peripheral nerve: what's new in basic science laboratories. **Neurosurg Clin N Am** v.20, n.1, p.121-131, 2009.

SPIELMANN, J. M., LAOURIS, Y., NORDSTROM, M. A., ROBINSON, G. A., REINKING, R. M. e STUART, D. G. Adaptation of cat motoneurons to sustained and intermittent extracellular activation. **Journal of Physiology**, v.464, n.1, p.75-120, 1993.

STILLMAN, B. C. Vibratory motor stimulation - a preliminary report. **Aust J Physiother**, v.16, n.3, p.118-123, September, 1970.

STOKES, M. **Neurologia para fisioterapeutas**. Colômbia: Premier. 2000. 402 p.

TARATA, M., SPAEPEN, A. e 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. **Biomed Eng Online**, v.2, n.1, p.3, 2003.

TAYLOR, P. N., BURRIDGE, J. H., DUNKERLEY, A. L., LAMB, A., WOOD, D. E., NORTON, J. A. e SWAIN, I. D. Patients' perceptions of the Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS). **Clin Rehabil**, v.13, n.5, p.439-46, 1999.

- TEIVE, H. A. G., ZONTA, M. e KUMAGAI, Y. Tratamento da espasticidade: uma atualização. **Arq Neuropsiquiatr** v.56, n.4, p.852-858, 1998.
- THORSEN, R., SPADONE, R. e FERRARIN, M. A pilot study of myoelectrically controlled FES of upper extremity. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v.9, n.2, p.161-8, 2001.
- THRASHER, A., GRAHAM, G. M. e POPOVIC, M. R. Reducing muscle fatigue due to functional electrical stimulation using random modulation of stimulation parameters. **Artif Organs**, v.29, n.6, p.453-8, 2005.
- THRASHER, T. A., FLETT, H. M. e POPOVIC, M. R. Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation. **Spinal Cord**, v.44, n.6, p.357-361, 2006.
- TIAN, J., IWASAKI, T. e FRIESEN, W. O. Analysis of impulse adaptation in motoneurons. **J Comp Physiol**, v.196, n.2, p.123-136, 2010.
- TO, C. S., KIRSCH, R. F., KOBETIC, R. e TRIOLO, R. J. Simulation of a functional neuromuscular stimulation powered mechanical gait orthosis with coordinated joint locking. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v.13, n.2, p.227-235, 2005.
- TONET, O., MARINELLI, M., CITI, L., ROSSINI, P. M., ROSSINI, L., MEGALI, G. e DARIO, P. Defining brain-machine interface applications by matching interface performance with device requirements. **J Neurosci Methods**, v.167, n.1, p.91-104, 2008.
- TSAI, K. H., CHUN-YU, Y. E. H., CHANG, H. Y. e JIA-JIN, C. Effects of a single session of prolonged muscle stretch on spastic muscle of stroke patients. **Proc. Natl. Sci. Council. ROC (B)**, v.25, n.2, p.76-81, 2001.
- TUKE, A. Constraint-induced movement therapy: a narrative review. **Physiotherapy** v.94, n.2, p.105-114, 2008.
- VALENGA, M. H., JORGE, R. F., DOS SANTOS, A., SCHNEIDER JR, B. e NOHAMA, P. sistema de estimulação elétrica gatilhado por sinal respiratório. 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Salvador, BA 2008.
- VANDERTHOMMEN, M. e DUCHATEAU, J. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. **Exerc Sport Sci Rev**, v.35, n.4, p.180-5, 2007.
- VENKATASUBRAMANIAN, G., JUNG, R. e SWEENEY, J. D. Functional Electrical Stimulation. Encyclopedia of medical devices and instrumentation. J. G. Webster. New York, NY, USA: **John Wiley & Sons, Inc.** . 3: 347-366 p. 2006.
- VERKHRATSKY, A., KRISHTAL, O. A. e PETERSEN, O. H. From Galvani to patch clamp: the development of electrophysiology. **Pflugers Arch - Eur J Physiol**, v.453, n.3, p.233-247, 2006.
- VIEIRA, E. C., GAZZINELLI, G. e MARES-GUIA, M. **Bioquímica celular e biologia molecular**. São Paulo: Atheneu. 1999. 375 p.

VORRINK, S. N., VAN DER WOUDE, L. H., MESSEMBERG, A., CRIPTON, P. A., HUGHES, B. e SAWATZKY, B. J. Comparison of wheelchair wheels in terms of vibration and spasticity in people with spinal cord injury. **Journal of rehabilitation research and development**, v.45, n.9, p.1269-1280, 2008.

WARD, A. R. e SHKURATOVA, N. Russian electrical stimulation: the early experiments. **Phys Ther**, v.82, n.10, p.1019, 2002.

WATKINS, C. A. Mechanical and neurophysiological changes in spastic muscles: serial casting in spastic equinovarus following traumatic brain injury. **Physiotherapy**, v.85, n.11, p.603-609, 1999.

WESTERBLAD, H. e ALLEN, D. G. The contribution of  $[Ca^{2+}]_i$  to the slowing of relaxation in fatigued single fibres from mouse skeletal muscle. **Journal of Physiology**, v.468, n.1, p.729-40, 1993.

WILSON, E. M. H., NERY, M. E., POIAN, L. L. D., LAZAROTTO, R. E., CORRÉIA, O. P., BUENO, P. e REBELATTO, C. Neuroanatomia. E. M. H. Wilson: **FADEP - Pato Branco** 2005.

WOOLSON, R. F., CLARKE, W. R. e CLARKE, W. R. **Statistical methods for the analysis of biomedical data**. Iowa: Wiley New York. 1987. 514 p.

YOSHITAKE, Y., SHINOHARA, M., UE, H. e MORITANI, T. Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans. **J Appl Physiol**, v.93, n.5, p.1744-52, 2002.

YOSHITAKE, Y., UE, H., MIYAZAKI, M. e MORITANI, T. Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mechanomyography, and near-infrared spectroscopy. **Eur J Appl Physiol**, v.84, n.3, p.174-9, 2001.

ZAGHENI, A. L. Sistema de NMES Multicanal Controlado por Computador para Aplicações em Locomoção Artificial. (**Dissertação**). Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 1998.

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

ZHANG, Y., FRANK, C. B., RANGAYYAN, R. M. e BELL, G. D. Relationships of the vibromyogram to the surface electromyogram of the human rectus femoris muscle during voluntary isometric contraction. **J Rehabil Res Dev**, v.33, n.4, p.395-403, 1996.

## APÊNDICE A

### Ficha de Avaliação Física para Voluntários com Lesão Medular

#### Anamnese

Nome:  
 Idade:  
 Tempo da lesão:  
 Etiologia da lesão:  
 Nível da lesão (medular):  
 Medicamentos (que alterem a condição motora):  
 Medicamentos (diversos):

#### Motricidade MMII

Escala de força (0-5):  
 Quadril:  
 Joelho:  
 Reflexo patelar presente:  Sim  Não  
 Tornozelo:  
 Alterações motoras:  
 Escala de Ashworth:

Escala de Ashworth modificada

Grau	Observações clínicas
0	Tônus muscular normal.
1	Ligeiro aumento do tônus muscular, manifestado tensão momentânea ou por mínima resistência no final da amplitude de movimento, quando a região afetada é movida em flexão ou extensão.
1+	Ligeiro aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da amplitude de movimento restante.
2	Aumento mais acentuado no tônus muscular durante a maioria da amplitude de movimento, mas as partes afetadas são facilmente movidas.
3	Aumento considerável do tônus muscular, movimento passivo difícil.
4	Partes afetadas rígidas, na flexão ou na extensão.

#### Sensibilidade

- Superficial:  
 Tátil:  
 Térmica:  
 Dolorosa:  
 - Profunda:  
 Palestesia:  
 Barestesia:  
 Barognosia:  
 Grafestesia:  
 Proprioceptiva:

#### Precauções (Para MMII)

Passou por exame de Raio-X nas últimas duas semanas:  
 Possui implante metálico:  
 Tem ou teve câncer na região:  
 Corte ou ferida na região:

## APÊNDICE B

### Curva de Calibração do Eletrogoniômetro

Eletrogoniômetro desenvolvido pelo LER foi calibrado (Figura 20) tendo como referência um eletrogoniômetro (EMG System) comercial.

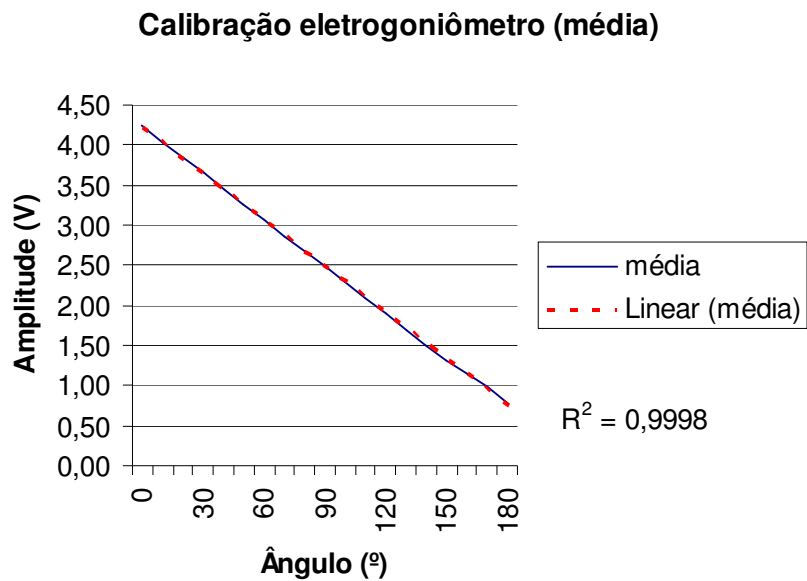


Figura 20 - Curva de calibração do eletrogoniômetro

## APÊNDICE C

### Estimulador Elétrico (Ariana 16) e Curva de Calibração

As curvas de calibração dos quatro canais utilizados do estimulador elétrico Ariana 16 (Figura 21A), mostrados na Figura 21, foram levantadas com um osciloscópio de dois canais da Tektronix TDS 1002B (Figura 21B) e com um resistor de  $1k\Omega$  na saída do sinal como mostra a Figura 22.

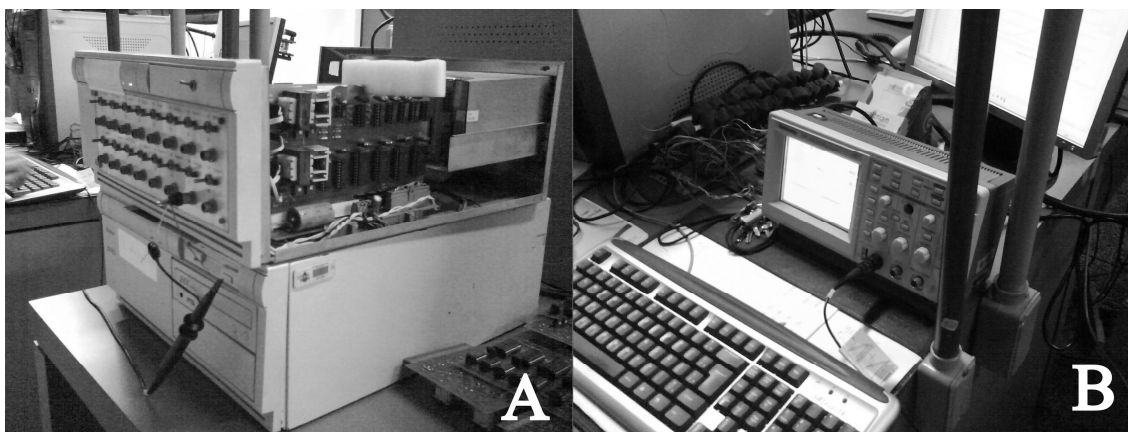


Figura 21 - Estimulador elétrico Ariana 16 canais e osciloscópio

### Calibração das Placas 7 & 8

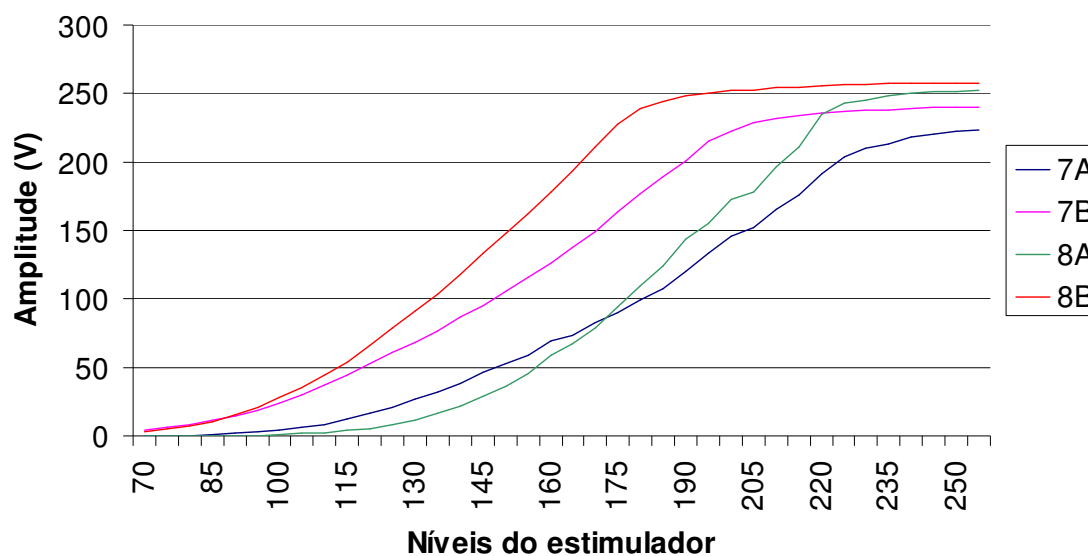


Figura 22 - Curva de calibração das placas 7A, 7B, 8A e 8B

## APÊNDICE D

### Curva de Calibração dos Sensores

A mesa vibratória utilizada foi a MTS 647 Hydraulic Wedge Grip (Figura 23) do laboratório de mecânica da UTFPR (campus Curitiba). Para o ensaio de calibração dos sensores de MMG a mesa foi configurada para oscilar de 5 Hz a 40 Hz com incremento de 5 Hz e amplitude de movimento em 0,5 mm pico a pico. Os sensores utilizados (S3, S5 e S7) foram calibrados com as placas de amplificação 1A (Figura 24) e 2A (Figura 25).



**Figura 23 - Mesa vibratória MTS 647 Hydraulic Wedge Grip**



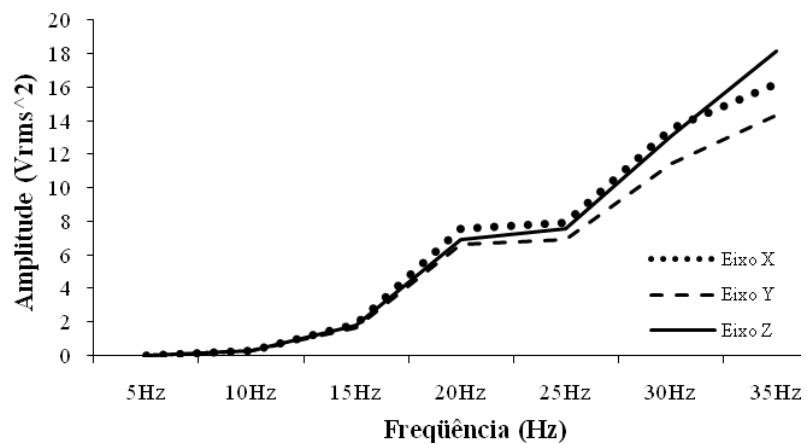


Figura 24 - Média dos sensores 3, 5 e 7 com o amplificador 1A

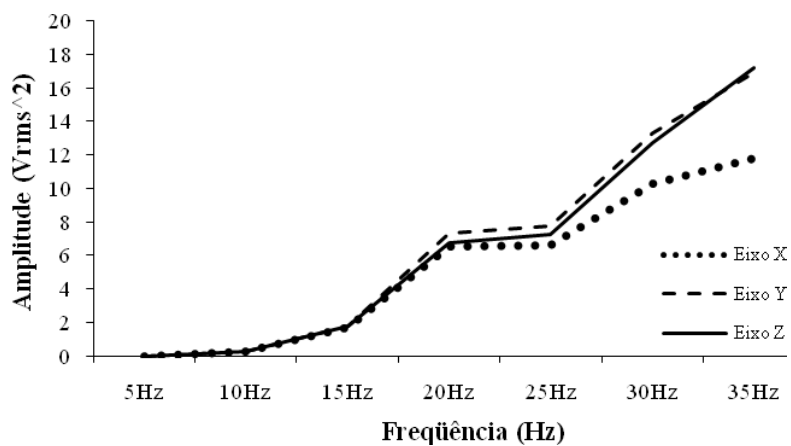


Figura 25 - Média dos sensores 3, 5 e 7 com o amplificador 2A

## APÊNDICE E

### **Termo De Consentimento para Indivíduos Hígidos e Contração Voluntária e Estimulação Elétrica Funcional (Membros Superiores e Inferiores)**

#### **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

Eu, \_\_\_\_\_, depois de ter lido as informações a mim fornecidas sobre os procedimentos de estimulação elétrica neuromuscular (EENM), dou meu consentimento e autorização para participar do estudo. Eu fui informado de que eletrodos de estimulação, sensores de mecanomiografia e eletromiografia (tendo dimensões um pouco maiores a de uma moeda) serão posicionados e colados sobre pontos estratégicos tanto de meus membros superiores quanto inferiores. Eu estou ciente de que o estudo pode necessitar que a minha pele seja preparada com antissepsia e tricotomia (limpeza da pele e remoção dos pêlos na região do sensor) para acomodar os eletrodos. Esse procedimento envolve a utilização de lâminas para remoção de pêlos descartáveis de uso exclusivo e a aplicação de álcool. Os eletrodos utilizados em mim são de uso exclusivo.

Eu fui bem informado que pulsos de carga elétrica controlada serão aplicados em meus membros inferior e/ou superior por meio dos eletrodos de estimulação. Eu estou ciente de que os eletrodos de eletromiografia captarão a resposta elétrica do músculo em questão. Porém, a colocação desses eletrodos e dos eletrodos de estimulação podem causar vermelhidão ou irritação temporária da área em que foram colados devido à passagem de corrente elétrica. Eu estou ciente que a mecanomiografia é um procedimento não invasivo e que mede as vibrações do meu músculo seja por meio de estimulação elétrica e/ou contração voluntária.

Eu fui bem informado que existe um sistema controlado por computador que poderá aumentar a intensidade da tensão elétrica para compensar uma eventual diminuição da capacidade de produção de força.

Eu confirmo que informei aos pesquisadores responsáveis pelo estudo sobre todas as patologias que eu tenho ou já tive (neuromusculares ou não) e sobre os medicamentos que estou recebendo e que acredito poder causar alterações no desempenho muscular. Eu confirmo que estou apto e autorizado pelo meu médico a participar desta pesquisa (condição de inclusão). Eu confirmo que estou com saúde estável (condição de inclusão) e que devo informar imediatamente os responsáveis e deixar de participar da pesquisa no caso de contrair doenças infectocontagiosas (como AIDS, hepatite, ...), neurológicas e oncológicas (cânceres) na presença de sinais e sintomas. (Aplicável a participantes do sexo feminino) Eu confirmo que não estou grávida (condição de inclusão).

Os movimentos que eu realizarei serão:

- Punho: levantar a abaixar a mão e colocar para os lados;
- Dedos: semelhantes aos executados pelo punho;
- Tornozelo: levantar a abaixar a ponta do pé;
- Hálux (Dedão do pé): semelhantes aos executados pelo pé;
  - Joelho: fazer força com a perna sentado em um aparelho de musculação que não deixa a perna se mover.

Eu confirmo que quero participar da pesquisa de minha livre vontade, sem pressões físicas e/ou morais e confirmo que tenho o direito de interromper o ensaio no momento em que eu desejar sem a necessidade de justificar a minha decisão.

Estou ciente que os meus sinais biomecânicos e eletrofisiológicos e o meu desempenho muscular serão monitorados e poderão permanecer armazenados em meio digital (computador, CDs, discos). Fui bem informado que as informações obtidas como parte desse estudo permanecerão confidenciais. Porém, estou ciente que alguns dados podem ser utilizados em publicações científicas com fins educativos e não lucrativos ou comerciais. Eu autorizo a utilização desses dados e da minha imagem (em foto e/ou vídeo) para fins científicos e educacionais.

Estou ciente de que os procedimentos que envolvem EENM apresentam resultados variáveis e que tais resultados dependem de vários parâmetros (fisiológicos e tecnológicos).

As minhas dúvidas antes de autorizar a minha participação foram esclarecidas de forma satisfatória. Estou ciente que posso fazer novas perguntas ao longo do estudo contatando os pesquisadores envolvidos com o estudo, Eduardo Scheeren (9643.7623) e Guilherme Nogueira (9901.3731). Se você tiver dúvidas relativas aos seus direitos como um possível participante dessa pesquisa, favor contatar o Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

\_\_\_\_\_  
Nome completo do participante

\_\_\_\_\_  
Assinatura

\_\_\_\_\_  
Data de nascimento

\_\_\_\_\_  
Local de nascimento

\_\_\_\_\_  
Endereço

\_\_\_\_\_  
Cidade

\_\_\_\_\_  
Data

\_\_\_\_\_  
Nome completo da testemunha

\_\_\_\_\_  
Assinatura

\_\_\_\_\_  
Nome completo do pesquisador responsável

\_\_\_\_\_  
Assinatura

## APÊNDICE F

### **Termo de Consentimento para Indivíduos Lesados Medulares e Contração Eletroestimulada (Membros Inferiores)**

#### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Eu, \_\_\_\_\_, depois de ter lido as informações a mim fornecidas sobre os procedimentos de estimulação elétrica neuromuscular (EENM), dou meu consentimento e autorização para participar do estudo. Eu fui informado de que eletrodos de estimulação, sensores de mecanomiografia e eletromiografia (tendo dimensões um pouco maiores a de uma moeda) serão posicionados e colados sobre pontos estratégicos dos meus membros tanto superior quanto inferiores. Eu estou ciente de que o estudo pode necessitar que a minha pele seja preparada com antissepsia e tricotomia (limpeza da pele e remoção dos pêlos na região do sensor) para acomodar os eletrodos. Esse procedimento envolve a utilização de lâminas descartáveis para remoção de pêlos de uso exclusivo e a aplicação de álcool. Os eletrodos utilizados em mim são de uso exclusivo.

Eu fui bem informado que pulsos de carga elétrica controlada serão aplicados em meus membros inferior e/ou superior por meio dos eletrodos de estimulação. Eu estou ciente de que os eletrodos de eletromiografia captarão a resposta elétrica do músculo em questão. Porém, a colocação desses eletrodos e dos eletrodos de estimulação podem causar vermelhidão ou irritação temporária da área em que foram colados devido à passagem de corrente elétrica. Eu estou ciente que a mecanomiografia é um procedimento não invasivo e que mede as vibrações do meu músculo seja por meio de estimulação elétrica e/ou contração voluntária.

Eu fui bem informado que existe um sistema controlado por computador que poderá aumentar a intensidade da tensão elétrica para compensar uma eventual diminuição da capacidade de produção de força.

Eu confirmo que informei aos pesquisadores responsáveis pelo estudo sobre todas as patologias que eu tenho ou já tive (neuromusculares ou não) e sobre os medicamentos que estou recebendo e que acredito poder causar alterações no desempenho muscular.

Eu confirmo que estou apto e autorizado pelo meu médico a participar desta pesquisa (condição de inclusão). Eu confirmo que estou com saúde estável (condição de inclusão) e que devo informar imediatamente os responsáveis e deixar de participar da pesquisa no caso de contrair doenças infectocontagiosas (como AIDS, hepatite, ...), neurológicas e oncológicas (cânceres) na presença de sinais e sintomas. (Aplicável a participantes do sexo feminino) Eu confirmo que não estou grávida (condição de inclusão).

O movimento que eu realizarei por meio de estimulação elétrica funcional será:

- Joelho: sentado em um aparelho de musculação que não deixa a perna se mover. A estimulação elétrica fará meu músculo da coxa se contrair com a intenção de esticar a perna.

Eu confirmo que quero participar da pesquisa de minha livre vontade, sem pressões físicas e/ou morais e confirmo que tenho o direito de interromper o ensaio no momento em que eu desejar sem a necessidade de justificar a minha decisão.

Estou ciente que os meus sinais biomecânicos e eletrofisiológicos e o meu desempenho muscular serão monitorados e poderão permanecer armazenados em meio digital (computador, CDs, discos). Fui bem informado que as informações obtidas como parte desse estudo permanecerão confidenciais. Porém, estou ciente que alguns dados podem ser utilizados em publicações científicas com fins educativos e não lucrativos ou comerciais. Eu autorizo a utilização desses dados e da minha imagem (em foto e/ou vídeo) para fins científicos e educacionais.

Estou ciente de que os procedimentos que envolvem EENM apresentam resultados variáveis e que tais resultados dependem de vários parâmetros (fisiológicos e tecnológicos).

As minhas dúvidas antes de autorizar a minha participação foram esclarecidas de forma satisfatória. Estou ciente que posso fazer novas perguntas ao longo do estudo contatando os pesquisadores envolvidos com o estudo, Eduardo Scheeren (9643.7623) e Guilherme Nogueira (9901.3731). Se você tiver dúvidas relativas aos seus direitos como um possível participante dessa pesquisa, favor contatar o Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

\_\_\_\_\_  
Nome completo do participante

\_\_\_\_\_  
Assinatura

\_\_\_\_\_  
Data de nascimento

\_\_\_\_\_  
Local de nascimento

\_\_\_\_\_  
Endereço

\_\_\_\_\_  
Cidade

\_\_\_\_\_  
Data

\_\_\_\_\_  
Nome completo da testemunha

\_\_\_\_\_  
Assinatura

\_\_\_\_\_  
Nome completo do pesquisador responsável

\_\_\_\_\_  
Assinatura

## APÊNDICE G

Tabela 9 – *Post hoc* da amplitude de determinação para voluntários hígidos

P(I)	P(J)	DM(I-J)	DP	Sig
P1	P2	5,60	9,83	0,57
	P3	-9,70	9,83	0,33
	P4	14,60	9,83	0,14
	P5(P1)	0,80	9,83	0,94
	P5(P2)	-6,20	9,83	0,53
	P5(P3)	-3,70	9,83	0,71
	P5(P4)	20,10*	9,83	0,04
	P2	P1	-5,60	9,83
P3		-15,30	9,83	0,12
P4		9,00	9,83	0,36
P5(P1)		-4,80	9,83	0,63
P5(P2)		-11,80	9,83	0,23
P5(P3)		-9,30	9,83	0,35
P5(P4)		14,50	9,83	0,14
P3		P1	9,70	9,83
	P2	15,30	9,83	0,12
	P4	24,30*	9,83	0,02
	P5(P1)	10,50	9,83	0,29
	P5(P2)	3,50	9,83	0,72
	P5(P3)	6,00	9,83	0,54
	P5(P4)	29,80*	9,83	0,00
	P4	P1	-14,60	9,83
P2		-9,00	9,83	0,36
P3		-24,30*	9,83	0,02
P5(P1)		-13,80	9,83	0,16
P5(P2)		-20,80*	9,83	0,04
P5(P3)		-18,30	9,83	0,07
P5(P4)		5,50	9,83	0,58
P5(P1)		P1	-,80	9,83
	P2	4,80	9,83	0,63
	P3	-10,50	9,83	0,29
	P4	13,80	9,83	0,16
	P5(P2)	-7,00	9,83	0,48
	P5(P3)	-4,50	9,83	0,65
	P5(P4)	19,30	9,83	0,05
	P5(P2)	P1	6,20	9,83
P2		11,80	9,83	0,23
P3		-3,50	9,83	0,72
P4		20,80*	9,83	0,04
P5(P1)		7,00	9,83	0,48
P5(P3)		2,50	9,83	0,80
P5(P4)		26,30*	9,83	0,01
P5(P3)		P1	3,70	9,83
	P2	9,30	9,83	0,35
	P3	-6,00	9,83	0,54
	P4	18,30	9,83	0,07
	P5(P1)	4,50	9,83	0,65
	P5(P2)	-2,50	9,83	0,80
	P5(P4)	23,80*	9,83	0,02
	P5(P4)	P1	-20,10*	9,83
P2		-14,50	9,83	0,14
P3		-29,80*	9,83	0,00
P4		-5,50	9,83	0,58
P5(P1)		-19,30	9,83	0,05
P5(P2)		-26,30*	9,83	0,01
P5(P3)		-23,80*	9,83	0,02

DM- diferença média, P- perfil de FES, I- parâmetro controle, J- parâmetro de comparação, DP- desvio padrão, Sig- significância estatística,

\*-  $P \leq 0,05$ ; Os menores valores das diferenças de médias estão na cor cinza.

## APÊNDICE H

Tabela 10 – *Post hoc* da amplitude de determinação para voluntários com lesão medular

P(I)	P(J)	DM(I-J)	DP	Sig					
P1	P2	6,80	18,73	0,72	P5(P1)	P1	14,04	19,24	0,47
	P3	10,60	18,73	0,57		P2	20,84	19,24	0,28
	P4	39,60*	18,73	0,04		P3	24,64	19,24	0,20
	P5(P1)	-14,04	19,24	0,47		P4	53,64*	19,24	0,01
	P5(P2)	10,73	19,24	0,58		P5(P2)	24,78	19,74	0,21
	P5(P3)	21,73	19,24	0,26		P5(P3)	35,78	19,74	0,07
	P5(P4)	53,73*	19,24	0,01		P5(P4)	67,78*	19,74	0,00
	P2	P1	-6,80	18,73		0,72	P5(P2)	P1	-10,73
P3		3,80	18,73	0,84	P2	-3,93		19,24	0,84
P4		32,80	18,73	0,08	P3	-,13		19,24	0,99
P5(P1)		-20,84	19,24	0,28	P4	28,87		19,24	0,14
P5(P2)		3,93	19,24	0,84	P5(P1)	-24,78		19,74	0,21
P5(P3)		14,93	19,24	0,44	P5(P3)	11,00		19,74	0,58
P5(P4)		46,93*	19,24	0,02	P5(P4)	43,00*		19,74	0,03
P3		P1	-10,60	18,73	0,57	P5(P3)		P1	-21,73
	P2	-3,80	18,73	0,84	P2		-14,93	19,24	0,44
	P4	29,00	18,73	0,13	P3		-11,13	19,24	0,56
	P5(P1)	-24,64	19,24	0,20	P4		17,87	19,24	0,36
	P5(P2)	,13	19,24	0,99	P5(P1)		-35,78	19,74	0,07
	P5(P3)	11,13	19,24	0,56	P5(P2)		-11,00	19,74	0,58
	P5(P4)	43,13*	19,24	0,03	P5(P4)		32,00	19,74	0,11
	P4	P1	-39,60*	18,73	0,04		P5(P4)	P1	-53,73*
P2		-32,80	18,73	0,08	P2	-46,93*		19,24	0,02
P3		-29,00	18,73	0,13	P3	-43,13*		19,24	0,03
P5(P1)		-53,64*	19,24	0,01	P4	-14,13		19,24	0,47
P5(P2)		-28,87	19,24	0,14	P5(P1)	-67,77*		19,74	0,00
P5(P3)		-17,87	19,24	0,36	P5(P2)	-43,00*		19,74	0,03
P5(P4)		14,13	19,24	0,47	P5(P3)	-32,00		19,74	0,11

DM- diferença média, P- perfil de FES, I- parâmetro controle, J- parâmetro de comparação, DP- desvio padrão, Sig- significância estatística, \*-  $P \leq 0,05$ ; Os menores valores das diferenças de médias estão na cor cinza.

## APÊNDICE I

Tabela 11 - Post hoc LSD do tempo para voluntários hígidos

Série	P(I)	P(J)	S1			S2			P4	-12,50	21,96	0,57	-20,30	21,12	0,34	
			DM(I-J)	DP	Sig	DM(I-J)	DP	Sig								
I	P1	P2	0,30	17,64	0,99	-26,50	20,12	0,19	P1	P2	-10,40	22,66	0,65	-33,60	22,80	0,15
		P3	-10,30	17,64	0,56	-3,00	20,12	0,88		P3	-28,00	22,66	0,22	-35,80	22,80	0,12
		P4	1,10	17,64	0,95	-10,70	20,12	0,60		P4	-6,40	22,66	0,78	-27,20	22,80	0,24
		P5	-2,90	17,64	0,87	-14,90	20,12	0,46		P5	-13,50	22,66	0,55	-31,50	22,80	0,17
		P1	-,30	17,64	0,99	26,50	20,12	0,19		P2	P1	10,40	22,66	0,65	33,60	22,80
	P3	-10,60	17,64	0,55	23,50	20,12	0,25	P3	-17,60		22,66	0,44	-2,20	22,80	0,92	
	P4	,80	17,64	0,96	15,80	20,12	0,44	P4	4,00		22,66	0,86	6,40	22,80	0,78	
	P5	-3,20	17,64	0,86	11,60	20,12	0,57	P5	-3,10		22,66	0,89	2,10	22,80	0,93	
	P1	10,30	17,64	0,56	3,00	20,12	0,88	P3	P1		28,00	22,66	0,22	35,80	22,80	0,12
	P2	10,60	17,64	0,55	-23,50	20,12	0,25		P2	17,60	22,66	0,44	2,20	22,80	0,92	
	P4	11,40	17,64	0,52	-7,70	20,12	0,70		P4	21,60	22,66	0,35	8,60	22,80	0,71	
	P5	7,40	17,64	0,68	-11,90	20,12	0,56		P5	14,50	22,66	0,53	4,30	22,80	0,85	
	P1	-1,10	17,64	0,95	10,70	20,12	0,60		P4	P1	6,40	22,66	0,78	27,20	22,80	0,24
	P2	-,80	17,64	0,96	-15,80	20,12	0,44	P2		-4,00	22,66	0,86	-6,40	22,80	0,78	
	P3	-11,40	17,64	0,52	7,70	20,12	0,70	P3		-21,60	22,66	0,35	-8,60	22,80	0,71	
	P5	-4,00	17,64	0,82	-4,20	20,12	0,84	P5		-7,10	22,66	0,76	-4,30	22,80	0,85	
	P1	2,90	17,64	0,87	14,90	20,12	0,46	P5		P1	13,50	22,66	0,55	31,50	22,80	0,17
	P2	3,20	17,64	0,86	-11,60	20,12	0,57		P2	3,10	22,66	0,89	-2,10	22,80	0,93	
	P3	-7,40	17,64	0,68	11,90	20,12	0,56		P3	-14,50	22,66	0,53	-4,30	22,80	0,85	
	P4	4,00	17,64	0,82	4,20	20,12	0,84		P4	7,10	22,66	0,76	4,30	22,80	0,85	
P2	-36,00	21,96	0,11	-44,20*	21,12	0,04	II		P1	P2	-14,30	21,73	0,51	-26,90	25,23	0,29
P3	-28,40	21,96	0,20	-36,70	21,12	0,09		P3		-19,20	21,73	0,38	-27,10	25,23	0,29	
P4	-13,20	21,96	0,55	-21,60	21,12	0,31		P4		1,50	21,73	,95	-21,20	25,23	0,41	
P5	-,70	21,96	0,97	-1,30	21,12	0,95		P5		5,80	21,73	,79	-34,60	25,23	0,18	
P1	36,00	21,96	0,11	44,20*	21,12	0,04		P2		P1	14,30	21,73	,51	26,90	25,23	0,29
P3	7,60	21,96	0,73	7,50	21,12	0,72	P3		-4,90	21,73	,82	-,20	25,23	0,99		
P4	22,80	21,96	0,30	22,60	21,12	0,29	P4		15,80	21,73	,47	5,70	25,23	0,82		
P5	35,30	21,96	0,11	42,90*	21,12	0,05	P5		20,10	21,73	,36	-7,70	25,23	0,76		
P1	28,40	21,96	0,20	36,70	21,12	0,09	IV		P3	P1	19,20	21,73	,38	27,10	25,23	0,29
P2	-7,60	21,96	0,73	-7,50	21,12	0,72		P2		4,90	21,73	,82	,20	25,23	0,99	
P4	15,20	21,96	0,49	15,10	21,12	0,48		P4		20,70	21,73	,35	5,90	25,23	0,82	
P5	27,70	21,96	0,21	35,40	21,12	0,10		P5		25,00	21,73	,26	-7,50	25,23	0,77	
P1	13,20	21,96	0,55	21,60	21,12	0,31		P4		P1	-1,50	21,73	,95	21,20	25,23	0,41
P2	-22,80	21,96	0,30	-22,60	21,12	0,29	P2		-15,80	21,73	,47	-5,70	25,23	0,82		
P3	-15,20	21,96	0,49	-15,10	21,12	0,48	P3		-20,70	21,73	,35	-5,90	25,23	0,82		
P5	12,50	21,96	0,57	20,30	21,12	0,34	P5		4,30	21,73	,84	-13,40	25,23	0,60		
P1	,70	21,96	0,97	1,30	21,12	0,95	P5		P1	-5,80	21,73	,79	34,60	25,23	0,18	
P2	-35,30	21,96	0,11	-42,90*	21,12	0,05		P2	-20,10	21,73	,36	7,70	25,23	0,76		
P3	-27,70	21,96	0,21	-35,40	21,12	0,10		P3	-25,00	21,73	,26	7,50	25,23	0,77		
								P4	-4,30	21,73	,84	13,40	25,23	0,60		

DM- diferença média, P- perfil de FES, I- parâmetro controle, J- parâmetro de comparação, DP- desvio padrão, Sig- significância estatística, \*-  $P \leq 0,05$ ; Os maiores valores das diferenças de médias estão na cor cinza.



## APÊNDICE J

Tabela 12 - *Post hoc* do tempo para voluntários portadores de lesão medular

Série	(I) FES	(J) FES	S1			S2												
			DM (I-J)	DP	Sig	DM (I-J)	DP	Sig										
I	P1	P2	24,98	17,75	0,17	20,14	15,07	0,19	III	P1	P3	-10,78	18,63	0,57	-28,03	14,29	0,06	
		P3	12,80	17,27	0,46	-20,08	14,63	0,18			P4	-9,58	18,63	0,61	-,93	14,29	0,95	
		P4	18,70	17,27	0,29	5,82	14,63	0,69			P2	1,48	19,91	0,94	12,64	14,78	0,40	
		P5	4,42	17,75	0,80	-5,97	15,07	0,69			P3	-2,20	19,37	0,91	-20,55	14,35	0,16	
		P2	P1	-24,98	17,75	0,17	-20,14	15,07			0,19	P4	-1,10	19,37	0,95	11,25	14,35	0,44
	P3		-12,18	17,75	0,50	-40,22*	15,70	0,01		P5	-22,97	19,91	0,25	-16,14	14,78	0,28		
	P4		-6,28	17,75	0,73	-14,32	15,70	0,37		P2	P1	-1,48	19,91	0,94	-12,64	14,78	0,40	
	P5		-20,56	18,21	0,27	-26,11	16,11	0,11			P3	-3,68	19,91	0,85	-33,18*	15,40	0,04	
	P3		P1	-12,80	17,27	0,46	20,08	14,63			0,18	P4	-2,58	19,91	0,90	-1,39	15,40	0,93
		P2	12,18	17,75	0,50	40,22*	15,70	0,01			P5	-24,44	20,42	0,24	-28,78	15,80	0,08	
		P4	5,90	17,27	0,73	25,90	15,28	0,10			P3	P1	2,20	19,37	0,91	20,55	14,35	0,16
		P5	-8,38	17,75	0,64	14,11	15,70	0,37		P2		3,68	19,91	0,85	33,18*	15,40	0,04	
		P4	P1	-18,70	17,27	0,29	-5,82	14,63		0,69		P4	1,10	19,37	0,95	31,80*	14,99	0,04
	P2		6,28	17,75	0,73	14,32	15,70	0,37		P5		-20,77	19,91	0,30	4,41	15,40	0,78	
	P3		-5,90	17,27	0,73	-25,90	15,28	0,10		P4		P1	1,10	19,37	0,95	-11,25	14,35	0,44
	P5		-14,28	17,75	0,43	-11,79	15,70	0,46			P2	2,58	19,91	0,90	1,39	15,40	0,93	
	P5		P1	-4,42	17,75	0,80	5,97	15,07			0,69	P3	-1,10	19,37	0,95	-31,80*	14,99	0,04
		P2	20,56	18,21	0,27	26,11	16,11	0,11			P5	-21,87	19,91	0,28	-27,39	15,40	0,08	
		P3	8,38	17,75	0,64	-14,11	15,70	0,37			P5	P1	22,97	19,91	0,25	16,14	14,78	0,28
		P4	14,28	17,75	0,43	11,79	15,70	0,46		P2		24,44	20,42	0,24	28,78	15,80	0,08	
II		P1	P2	-5,18	18,63	0,78	20,03	13,72	0,15	P3		20,77	19,91	0,30	-4,41	15,40	0,78	
	P3		-3,40	18,14	0,85	-14,45	13,32	0,28	P4	21,87		19,91	0,28	27,39	15,40	0,08		
	P4		-2,20	18,14	0,90	12,65	13,32	0,35	P1	P2		-13,41	19,24	0,49	4,36	9,33	0,64	
	P5		7,38	18,63	0,69	13,58	13,72	0,33		P3	-14,10	18,73	0,46	-21,18*	9,06	0,02		
	P2		P1	5,18	18,63	0,78	-20,03	13,72		0,15	P4	-11,40	18,73	0,55	2,22	9,06	0,81	
		P3	1,78	18,63	0,92	-34,47*	14,29	0,02		P5	-6,63	19,24	0,73	-3,64	9,33	0,70		
		P4	2,98	18,63	0,87	-7,38	14,29	0,61		P2	P1	13,41	19,24	0,49	-4,36	9,33	0,64	
		P5	12,56	19,12	0,51	-6,44	14,67	0,66	P3		-0,69	19,24	0,97	-25,54*	9,73	0,01		
		P3	P1	3,40	18,14	0,85	14,45	13,32	0,28		P4	2,01	19,24	0,92	-2,14	9,73	0,83	
	P2		-1,78	18,63	0,92	34,47*	14,29	0,02	P5		6,78	19,74	0,73	-8,00	9,98	0,43		
P4	1,20		18,14	0,95	27,10	13,91	0,06	P3	P1		14,10	18,73	0,46	21,18*	9,06	0,02		
P5	10,78		18,63	0,57	28,03	14,29	0,06		P2	0,69	19,24	0,97	25,54*	9,73	0,01			
P4	P1		2,20	18,14	0,90	-12,65	13,32		0,35	P4	2,70	18,73	0,89	23,40*	9,47	0,02		
	P2	-2,98	18,63	0,87	7,38	14,29	0,61		P5	7,47	19,24	0,70	17,54	9,73	0,08			
	P3	-1,20	18,14	0,95	-27,10	13,91	0,06		P4	P1	11,40	18,73	0,55	-2,22	9,06	0,81		
	P5	9,58	18,63	0,61	,93	14,29	0,95	P2		-2,01	19,24	0,92	2,14	9,73	0,83			
	P5	P1	-7,38	18,63	0,69	-13,58	13,72	0,33		P3	-2,70	18,73	0,89	-23,40*	9,47	0,02		
P2		-12,56	19,12	0,51	6,44	14,67	0,66	P5		4,77	19,24	0,81	-5,86	9,73	0,55			
III		P1	P1	-7,38	18,63	0,69	-13,58	13,72		0,33	P5	P1	6,63	19,24	0,73	3,64	9,33	0,70
			P2	-12,56	19,12	0,51	6,44	14,67	0,66	P2		-6,78	19,74	0,73	8,00	9,98	0,43	
			IV	P1	P1	-7,38	18,63	0,69	-13,58	13,72		0,33	P3	-7,47	19,24	0,70	-17,54	9,73
	P2				-12,56	19,12	0,51	6,44	14,67	0,66		P4	-4,77	19,24	0,81	5,86	9,73	0,55

DM- diferença média, P- perfil de FES, I- parâmetro controle, J- parâmetro de comparação, DP- desvio padrão, Sig- significância estatística, \*-  $P \leq 0,05$ . Os maiores valores das diferenças de médias estão na cor cinza.

## APÊNDICE K

Tabela 13 – Valor de ângulo para os voluntários hígidos

Sessão	Série	P1 (°)	P2 (°)	P3 (°)	P4 (°)	P5 (°)
S1	1I	37,71±20,59	26,28±14,76	22,46±16,48	22,46±15,71	19,56±14,75
	2I	42,80±20,11	33,19±16,73	25,62±17,02	24,86±12,06	20,44±11,70
	3I	48,25±19,85	40,68±17,40	36,07±23,81	45,71±20,55	37,36±23,34
	1II	67,23±13,12	52,43±17,32	46,72±13,32	58,23±24,36	52,84±17,16
	2II	57,86±18,53	50,37±20,83	31,53±19,54	54,24±20,83	52,05±21,20
	3II	60,78±19,17	53,25±17,98	42,46±21,45	54,38±19,86	54,07±22,81
	1III	63,53±11,83	56,73±16,05	48,26±18,16	57,79±22,06	43,87±26,14
	2III	60,38±12,77	53,88±20,84	35,49±21,30	47,50±24,35	42,42±29,03
	3III	61,78±10,49	56,90±19,92	41,00±24,28	52,93±22,95	46,10±29,60
	1IV	67,59±6,41	59,92±17,03	42,43±19,73	49,89±25,93	55,94±19,68
	2IV	64,58±8,71	58,99±17,40	37,21±20,53	53,92±22,64	60,36±12,61
	3IV	64,96±7,68	58,95±19,47	42,93±22,31	55,70±22,81	63,27±10,46
S2	1I	46,87±22,27	31,24±19,19	53,27±19,33	22,55±17,87	30,67±15,89
	2I	50,61±15,63	26,84±13,52	47,02±23,87	23,14±12,61	28,28±13,44
	3I	59,26±9,30	37,34±17,16	38,75±27,43	40,84±20,54	44,87±16,22
	1II	67,52±10,62	52,51±15,15	48,36±18,26	55,61±20,76	63,18±11,45
	2II	66,34±11,71	53,67±15,29	35,28±28,44	46,56±26,85	64,04±8,37
	3II	64,67±10,79	53,77±14,35	41,00±26,12	56,00±20,80	60,28±18,69
	1III	65,84±8,71	59,83±12,60	55,75±11,70	54,88±17,19	54,44±19,97
	2III	63,70±8,94	49,58±19,16	40,06±27,46	42,31±28,43	42,56±30,35
	3III	63,63±9,45	54,62±16,93	37,98±28,40	51,73±22,63	50,49±26,12
	1IV	69,42±8,12	63,68±9,43	55,70±14,94	60,04±14,12	53,81±18,52
	2IV	64,64±9,59	60,91±9,49	38,34±29,41	50,59±22,78	54,31±18,62
	3IV	64,42±10,26	62,65±10,62	40,07±30,00	46,33±30,73	56,47±13,87

Média e desvio padrão, S1: primeira sessão, S2: segunda sessão, 1: início, 2: meio, 3: fim.

## APÊNDICE L

Tabela 14 – Valor de ângulo para os voluntários com lesão medular

Sessão	Série	P1 (°)	P2 (°)	P3 (°)	P4 (°)	P5 (°)
S1	1I	27,05±23,94	21,75±14,32	19,21±9,89	24,31±16,26	18,06±15,95
	2I	46,98±19,97	42,56±10,45	28,34±15,11	38,56±18,52	37,02±19,69
	3I	50,54±16,91	54,61±14,18	49,41±20,38	44,38±20,35	57,83±6,97
	1II	50,88±19,46	57,73±11,09	46,33±16,81	55,84±12,73	46,33±15,13
	2II	50,78±23,04	57,66±12,02	49,59±19,96	60,00±4,89	53,48±17,65
	3II	51,15±23,32	58,08±16,18	50,13±21,12	61,31±5,32	56,04±17,93
	1III	53,43±17,77	58,35±11,22	49,85±18,03	59,36±8,81	41,18±25,02
	2III	55,85±17,86	60,24±13,80	52,63±20,66	59,28±12,25	46,04±24,04
	3III	58,71±17,92	60,72±17,12	54,11±21,47	59,64±13,36	54,80±20,94
	1IV	57,14±15,18	59,19±11,75	50,64±17,09	59,66±11,09	56,14±18,82
	2IV	55,66±17,49	58,28±14,47	49,92±24,66	60,60±13,32	54,24±26,90
	3IV	58,82±17,26	60,39±17,40	52,47±25,45	57,66±17,56	61,82±18,60
S2	1I	23,07±15,68	26,13±13,58	19,79±14,60	30,73±16,12	18,84±16,65
	2I	40,41±15,94	40,53±16,83	34,39±21,39	43,36±16,84	40,91±17,53
	3I	56,26±14,26	55,93±14,45	43,75±24,36	51,99±19,84	61,47±5,51
	1II	56,08±9,14	59,81±10,62	51,22±20,52	59,44±9,01	50,04±17,14
	2II	56,60±13,75	60,78±14,43	52,43±21,57	61,68±10,18	58,84±13,42
	3II	57,99±15,18	61,10±16,00	54,08±22,05	62,22±12,20	59,43±13,86
	1III	56,66±14,78	62,94±9,90	52,58±20,33	60,68±10,76	38,32±28,40
	2III	58,38±15,90	62,19±14,60	54,35±21,96	61,81±13,23	45,08±26,69
	3III	59,64±16,78	63,93±16,11	55,34±23,47	62,42±13,11	54,92±22,21
	1IV	61,52±6,63	64,99±8,84	50,05±23,06	64,61±7,71	50,11±23,73
	2IV	59,10±16,31	63,09±15,73	44,78±29,51	64,35±13,45	55,40±21,80
	3IV	59,82±16,42	64,71±17,56	51,70±26,91	63,42±13,75	61,57±18,36

S1- primeira sessão, S2- segunda sessão, 1- início, 2- meio, 3- fim.

## APÊNDICE M

Tabela 15 - *Post hoc* dos valores de ângulo para VH e VLM em diferentes perfis estimulatórios

Sessão	P(I)	P(J)	VH			VLM		
			DM(I-J)	DP	Sig	DM(I-J)	DP	Sig
S1	P1	P2	-1,16	0,83	0,16	15,07*	3,41	0,00
		P3	-1,81*	0,83	0,03	14,94*	3,31	0,00
		P4	-0,55	0,83	0,51	13,79*	3,31	0,00
		P5	-3,07*	0,83	0,00	5,60	3,41	0,10
	P2	P1	1,16	0,83	0,16	-15,07*	3,41	0,00
		P3	-0,66	0,83	0,43	-0,13	3,48	0,97
		P4	0,61	0,83	0,47	-1,28	3,48	0,71
		P5	-1,97*	0,83	0,02	-9,47*	3,57	0,01
	P3	P1	1,816*	0,83	0,03	-14,94*	3,31	0,00
		P2	0,66	0,83	0,43	0,13	3,48	0,97
		P4	1,26	0,83	0,13	-1,15	3,39	0,73
		P5	-1,26	0,83	0,13	-9,34*	3,48	0,01
	P4	P1	0,55	0,83	0,51	-13,79*	3,31	0,00
		P2	-0,61	0,83	0,47	1,28	3,48	0,71
		P3	-1,26	0,83	0,13	1,15	3,39	0,73
		P5	-2,52*	0,83	0,00	-8,19*	3,48	0,02
	P5	P1	3,07*	0,83	0,00	-5,60	3,41	0,10
		P2	1,91*	0,83	0,02	9,47*	3,57	0,01
		P3	1,26	0,83	0,13	9,34*	3,48	0,01
		P4	2,52*	0,83	0,00	8,19*	3,48	0,02
S2	P1	P2	-2,349*	0,74	0,00	4,02	4,80	0,40
		P3	1,78*	0,74	0,02	2,43	4,67	0,60
		P4	-2,058*	0,74	0,01	-,11	4,67	0,98
		P5	0,45	0,74	0,54	-26,50*	4,80	0,00
	P2	P1	2,34*	0,74	0,00	-4,02	4,80	0,40
		P3	4,13*	0,74	0,00	-1,60	4,91	0,75
		P4	0,29	0,74	0,70	-4,13	4,91	0,40
		P5	2,80*	0,74	0,00	-30,52*	5,04	0,00
	P3	P1	-1,78*	0,74	0,02	-2,43	4,67	0,60
		P2	-4,13*	0,74	0,00	1,60	4,91	0,75
		P4	-3,84*	0,74	0,00	-2,53	4,78	0,60
		P5	-1,33	0,74	0,07	-28,92*	4,91	0,00
	P4	P1	2,05*	0,74	0,01	0,11	4,67	0,98
		P2	-0,29	0,74	0,70	4,13	4,91	0,40
		P3	3,84*	0,74	0,00	2,53	4,78	0,60
		P5	2,51*	0,74	0,00	-26,39*	4,91	0,00
	P5	P1	-0,45	0,74	0,54	26,50*	4,80	0,00
		P2	-2,80*	0,74	0,00	30,52*	5,04	0,00
		P3	1,33	0,74	0,07	28,92*	4,91	0,00
		P4	-2,51*	0,74	0,00	26,39*	4,91	0,00

DM- diferença média, P- perfil de FES, I- parâmetro controle, J- parâmetro de comparação, DP- desvio padrão, Sig- significância estatística, \*-  $P \leq 0,05$ . Os menores valores das diferenças de médias estão na cor cinza.

## APÊNDICE N



Tabela 16 –Índice de eficiência para VH e VLM divididos por sessão

Série	(I) P	(J) P	VH			VLM											
			DM (I-J)	DP	Sig	DM (I-J)	DP	Sig									
S1	P1	P2	-1,50	2,25	0,51	77,81*	20,72	0,00	S2	P1	P4	9,17*	2,31	0,00	64,38*	21,28	0,00
		P3	-6,29*	2,20	0,00	81,78*	20,72	0,00			P2	-1,63	2,34	0,49	3,47	25,50	0,89
		P4	-2,22	2,31	0,34	82,09*	20,72	0,00			P3	6,88*	2,34	0,00	-13,30	25,50	0,60
		P5	-11,38*	2,25	0,00	17,71	21,28	0,41			P4	-4,64*	2,34	0,05	3,69	25,50	0,88
		P2	P1	1,50	2,25	0,51	-77,81*	20,72			0,00	P5	2,34	2,34	0,32	-145,97*	26,20
	P3		-4,79*	2,20	0,03	3,98	20,72	0,85		P2	P1	1,63	2,34	0,49	-3,47	25,50	0,89
	P4		-0,72	2,31	0,76	4,28	20,72	0,84			P3	8,50*	2,34	0,00	-16,78	25,50	0,51
	P5		-9,89*	2,25	0,00	-60,10*	21,28	0,00			P4	-3,02	2,34	0,20	,22	25,50	0,99
	P3	P1	6,29*	2,20	0,00	-81,78*	20,72	0,00		P3	P1	-6,88*	2,34	0,00	13,30	25,50	0,60
		P2	4,79*	2,20	0,03	-3,98	20,72	0,85			P2	-8,50*	2,34	0,00	16,78	25,50	0,51
		P4	4,07	2,26	0,07	0,30	20,72	0,99			P4	-11,53*	2,34	0,00	17,00	25,50	0,51
		P5	-5,09*	2,20	0,02	-64,08*	21,28	0,00			P5	-4,55	2,34	0,05	-132,67*	26,20	0,00
		P4	P1	2,22	2,31	0,34	-82,09*	20,72			0,00	P4	P1	4,64*	2,34	0,05	-3,69
	P2		0,72	2,31	0,76	-4,28	20,72	0,84		P2	3,02		2,34	0,20	-,22	25,50	0,99
	P3		-4,07	2,26	0,07	-0,30	20,72	0,99		P3	11,53*		2,34	0,00	-17,00	25,50	0,51
	P5		-9,76*	2,31	0,00	-64,38*	21,28	0,00		P5	6,98*		2,34	0,00	-149,67*	26,20	0,00
	P5	P1	11,38*	2,25	0,00	-17,71	21,28	0,41		P5	P1	-2,34	2,34	0,32	145,97*	26,20	0,00
		P2	9,89*	2,25	0,00	60,10*	21,28	0,00			P2	-3,96	2,34	0,09	149,45*	26,20	0,00
		P3	5,09*	2,20	0,02	64,08*	21,28	0,00			P3	4,55	2,34	0,05	132,67*	26,20	0,00
											P4	-6,98*	2,34	0,00	149,67*	26,20	0,00

DM- diferença média, P- perfil de FES, I- parâmetro controle, J- parâmetro de comparação, DP- desvio padrão, Sig- significância estatística, \*-  $P \leq 0,05$ . Os menores valores das diferenças de médias estão na cor cinza.

## ANEXO A

**Carta de aceite do Comitê de Ética em Pesquisa  
da Pontifícia Universidade Católica do Paraná**

	<b>PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ</b> Núcleo de Bioética Comitê de Ética em Pesquisa <i>Ciência com Consciência</i>
	<b>PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA</b>
Parecer Nº <b>0002416/08</b>	Protocolo CEP Nº <b>2829</b>
Título do projeto <b>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</b>	Grupo <b>III</b> Versão <b>1</b>
Protocolo CONEP <b>0563.0.084.084-08</b>	Pesquisador responsável <b>Eduardo Mendonça Scheeren</b>
Instituição	
<hr/> <b>Objetivos</b>	
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	
<hr/> <b>Comentários</b>	
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	
<hr/> <b>Termo de consentimento livre e esclarecido</b>	
TCLE adequado.	
<hr/> <b>Conclusões</b>	
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: <b>03/12/2008</b> , manifesta-se por considerar o projeto <b>Aprovado</b> .	
	

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)