

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

EDUARDO MENDONÇA SCHEEREN

**COMPORTAMENTO DO SINAL MECANOMIOGRÁFICO EM
CONTRAÇÕES VOLUNTÁRIAS E ESTIMULADAS
ELETRICAMENTE**

TESE

CURITIBA

2011

EDUARDO MENDONÇA SCHEEREN

**COMPORTAMENTO DO SINAL MECANOMIOGRÁFICO EM
CONTRAÇÕES VOLUNTÁRIAS E ESTIMULADAS ELETRICAMENTE**

Tese de Doutorado 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 Doutor em Ciências.
Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

CURITIBA
2011

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

S315 Scheeren, Eduardo Mendonça
Comportamento do sinal mecanomiográfico em contrações voluntárias estimuladas
eletricamente / Eduardo Mendonça Scheeren. — 2011.
112 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Percy Nohama
Tese (Doutorado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-
graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de concentração:
Engenharia Biomédica, Curitiba, 2011
Bibliografia: p. 86-99

1. Eletromiografia. 2. Acelerômetros. 3. Fadiga muscular. 4. Medula óssea – ferimentos e lesões 5. Engenharia elétrica – Teses. 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

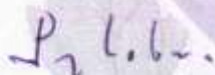
Titulo da Tese N°. 64

“Comportamento do Sinal Mecanomiográfico em Contrações Voluntária e Estimulada Eletricamente”

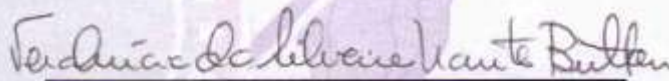
por

Eduardo Mendonça Scheeren

Esta tese foi apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Doutor 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 13h30min do dia 31 de março de 2011. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:



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



Profª. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button, Dr.
(UNICAMP)



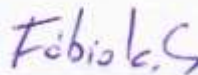
Profª. Elisângela Ferretti Manfira, Dr.
(PUCPR)



Prof. Eduardo Borba Neves, Dr.
(UNIANDRADE)



Prof. André Luiz Félix Rodacki, Dr.
(UFPR)



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

Visto da coordenação:

AGRADECIMENTOS

A minha esposa Jessica, pelo apoio incondicional.

Aos meus pais Paulo e Terezinha, pelo suporte familiar.

Ao meu orientador Percy Nohama, pelo incentivo à pesquisa e por ter aberto a porta para um educador físico em uma universidade de prestígio na área da engenharia.

Ao Dr. Arno Krug e Dra. Dircema Krug pela amizade e incentivo durante o doutorado.

À UTFPR, PUCPR e a CAPES por fornecerem locais, estrutura física, logística e suporte financeiro para desenvolvimento de minha pesquisa.

À secretária do CPGEI Terezinha Strapasson, pela eficiência e dedicação.

Aos voluntários que participaram da pesquisa.

Aos meus colegas Guilherme Nunes Nogueira Neto e Eddy Krueger pela ajuda e cooperação necessária para a concretização de minha pesquisa.

Resumo

SCHEEREN, Eduardo Mendonça. **Comportamento do sinal mecanomiográfico em contrações voluntárias e estimuladas eletricamente.** (Tese) Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2011.

Introdução: a mecanomiografia (MMG) avalia as oscilações mecânicas causadas pela contração muscular, enquanto a eletromiografia (EMG) mede o somatório dos potenciais de ação que são enviados pelo sistema nervoso central para as unidades motoras que estão na região de sensibilidade do sensor. Ambas as técnicas são empregadas na detecção de fadiga muscular em contração voluntária, sendo que a EMG apresenta limitações durante aplicações com estimulação elétrica neuromuscular (EENM) enquanto a MMG apresenta boa compatibilidade. **Objetivos:** caracterizar e comparar os sinais de EMG e MMG em contração voluntária e comparar a resposta do sinal mecanomiográfico em protocolos de extensão de joelho com aplicação de EENM em participantes hígidos (PHI) e com lesão medular (PLM). **Materiais e Métodos:** a amostra foi dividida em 3 grupos de 10 participantes (PHI – contração voluntária; PHI – EENM; PLM – EENM). Eletrodos de superfície em configuração bipolar foram utilizados para obtenção do sinal de EMG e um acelerômetro triaxial foi utilizado como sensor de MMG. Os experimentos foram realizados em 2 etapas: (a) protocolo de fadiga com o músculo bíceps braquial com monitoração do sinal de EMG e MMG e (b) protocolo de EENM (4 padrões) com o músculo quadríceps com 4 contrações, 15 min de intervalo e mais 4 contrações. Os sinais de EMG e MMG foram analisados no domínio do tempo e da frequência. **Resultados:** aumentou a amplitude do sinal de EMG e diminuiu a energia do sinal de MMG no decorrer do protocolo de fadiga muscular por contração voluntária. O valor eficaz (*root mean square* - RMS) e a frequência mediana (FM) do sinal de MMG podem ser úteis como indicadores de fadiga em protocolos com EENM para PHI e PLM. O padrão de EENM com frequência de pulso de 1kHz, 200 μ s de período ativo de pulso (*on*) e 50Hz de frequência de *burst* foi o que apresentou os menores valores de RMS e de FM para PHI e PLM, o que sugere que músculo sofreu menos modificações no decorrer do protocolo. A resposta do sinal de MMG apresentou diferença para participantes hígidos e com lesão medular. **Conclusões:** em ambos os sinais (EMG e MMG) do músculo bíceps braquial houve redução da frequência no decorrer do protocolo de fadiga indicando resultado similar em ambos os sinais. Foi observada diferença no sinal mecanomiográfico entre PHI e PLM em todos os protocolos de EENM provavelmente devido à diferença na proporção de fibras muscular (lentas e rápidas) entre os grupos.

Palavra chave: mecanomiografia, eletromiografia, acelerômetro triaxial, fadiga muscular, lesão medular, EENM

Abstract

SCHEEREN, Eduardo Mendonça. **Mechanomyography behavior during voluntary and electrically stimulated contractions.** (Thesis) Post-Graduate Program in Electrical Engineering and Computer Science Industrial of the Federal Technological University of Paraná. Curitiba, 2011.

Introduction: Mechanomyography (MMG) is used to measure muscle oscillations and electromyography (EMG) is used to study recruitment thresholds of motor units. Both techniques indicate the effect of the phenomena responsible for muscle fatigue during voluntary contractions. There is a technical limitation to use the EMG with the functional electrical stimulation (FES) simultaneously what the MMG can overcome. **Objective:** to characterize and compare the EMG and MMG signal during voluntary contraction and to verify if is there difference among the MMG signal by FES protocols for health (HI) and spinal cord injury individuals (SCI). **Materials and Methods:** the subjects were split in three groups with 10 participants (HI – voluntary contraction; HI – FES; SCI – FES). EMG surface electrodes and triaxial accelerometer were used to acquire the EMG and MMG signals, respectively. The experimental protocol was done in two steps: (a) fatigue protocol with biceps brachii muscle monitored by EMG and MMG (HI) and (b) four fatiguing (lower limb) electrically stimulated contraction profiles (different days) in HI and SCI. The experimental protocol consisted of four contractions, a rest interval of 15 min and four additional contractions. The features used to analyze the EMG and MMG signals were root mean square (RMS) (time domain) and median frequency (frequency domain). **Results:** the results indicate an increase in the EMG signal amplitude during the muscle fatigue protocol by voluntary contraction while the MMG signal energy decreased. The RMS and median frequency values may be useful as indicators of fatigue in FES protocols for HI and SCI. The FES profile set to 1kHz pulse frequency, 200 μ s active pulse duration and burst frequency of 50Hz presented the lowest MMG RMS and median frequency values, suggesting less muscle modification. The MMG signal was different between HI and SCI. **Conclusions:** in both EMG and MMG biceps brachii signals there was frequency attenuation during the fatigue protocol indicating similarity in both signals. The MMG signal was different between HI and SCI in all FES profiles and it is probably due to the difference in the proportion of muscle fiber between the groups.

Key words: mechanomyography, triaxial accelerometer, joint movement identification, muscle fatigue, spinal cord injury

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Músculo bíceps braquial com a indicação do ventre muscular e tendões.....	20
Figura 2 – Modelo estrutural de um sarcômero com as principais partes da estrutura. Banda I: banda isotrópica, Banda A: banda anisotrópica, Zona H: parte da miosina onde não há cabeça de miosina, Linha Z: estrutura fibrosa que limita as extremidades do sarcômero.	21
Figura 3 – Foto microscópica do músculo esquelético estriado. O padrão estriado com zonas claras e escuras representa as proteínas contráteis actina e miosina, respectivamente.	21
Figura 4 – Relação força x comprimento do músculo estriado de um sapo, adaptado de Gordon et al. (1966). (1) 1,27 μm ; (2) 1,7 μm referente ao comprimento do filamento de miosina mais a largura das duas linhas Z; (3) 2,0 μm referente ao comprimento dos dois filamentos de actina mais a largura das duas linhas Z; (4) 2,17 μm referente ao comprimento dos dois filamentos de actina mais a largura das duas linhas Z e a largura da zona H (0,17 μm); (5) 3,6 μm referente ao comprimento do filamento de miosina mais os dois filamentos de actina e a largura das duas linhas Z.	23
Figura 5 – Modelo esquemático de uma Unidade Motora com o motoneurônio e todas as fibras que são inervadas por ele.....	28
Figura 6 – Número de unidades motoras plotadas em uma escala linear em função da tensão de resposta a uma única contração. Os resultados de cada um dos três participantes estão indicados.	30
Figura 7 – Exemplo do modelo hidráulico que resume as regras da regulação da força muscular pelas UMs. O acúmulo de água no recipiente corresponde a rede de excitação. A torneira superior representa o sistema nervoso central, a altura dos canos representa o limiar de excitação das UMs. A distância percorrida pelo fluxo do tanque significa a frequência de excitação. A torneira que fica abaixo e na esquerda representa a inibição muscular. (A) Músculo relaxado, (B) Comportamento dos padrões de disparo quando o padrão de disparo é suficiente apenas para o recrutamento de três UMs, (C) Convergência dos padrões de disparo em direção aos valores máximos.	31
Figura 8 - Sensor de mecanomiografia com acelerômetro desenvolvido por Nogueira-Neto <i>et al.</i> (2008a).	47
Figura 9 – A – Posicionamento do participante na cadeira com encosto ajustável com a célula de carga adaptada; B – Em detalhe a célula de carga utilizada.....	48
Figura 10 - Sensor de MMG posicionado entre os eletrodos de EMG em configuração bipolar no músculo bíceps braquial.	49
Figura 11 – Janelas de análise (1 - CVM, 2 - início 70%, 3 - final 70%, 4 - após 70% e 5 - 50%) do sinal de MMG com indicação do torque e limiar. O intervalo entre a CVM e o início do protocolo de indução à fadiga foi de 5min.	51
Figura 12 – Exemplo do padrão de recorte de janelas consecutivas de 1s de duração para o sinal mecanomiográfico e eletromiográfico.	51
Figura 13 - Estimulador elétrico neuromuscular Ariana 16.	54
Figura 14 – Eletrodo auto-adesivo de estimulação elétrica.....	54
Figura 15 – Modelo esquemático da cadeira extensora com inclinação do encosto ajustável, eletrodos de estimulação elétrica, sensores de MMG e eletrogoniômetro.....	55
Figura 16 – Vista anterior do nervo femoral e da artéria femoral.	56

Figura 17 – Forma de onda estimulatória utilizada no protocolo de estimulação elétrica neuromuscular.....	56
Figura 18 – Modelo esquemático da cadeira extensora com o ângulo inicial de joelho (90°), ângulo para a determinação da tensão (40°) e o ângulo limite para a finalização da EENM (65°).	57
Figura 19 – Modelo esquemático com a visão geral do <i>setup</i> experimental.....	58
Figura 20 – A - Figura demonstrando as fases do protocolo experimental sinalizando os instantes de movimentação articular (determinação da amplitude, 1ª e 2ª séries) e intervalos; B – Esquema demonstrando o tempo de subida da EENM e o tempo máximo para cada uma das contrações.....	59
Figura 21 – Critério para seleção de janelas do sinal de MMG para as contrações com aplicação de EENM para os grupos de PHI e PLM. A janela inicial (1s) corresponde ao primeiro segundo a partir dos 5s iniciais relacionados ao tempo de subida da EENM; a janela meio (1s) é equidistante entre as janelas inicial e final; a janela final (1s) corresponde ao segundo que antecede o final do teste. A linha pontilhada representa a posição do joelho que foi utilizada como critério para a finalização da EENM.....	60
Figura 22 - Média e desvio padrão normalizados para a integral do torque para os instantes CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50%. Seta – diferença em relação ao ponto inicial ($p \leq 0,05$) – protocolo realizado com participantes hígidos.....	63
Figura 23 - Média e desvio padrão normalizados para o valor RMS da EMG para os instantes CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50%. Seta – diferença em relação ao ponto inicial ($p \leq 0,05$) – protocolo realizado com participantes hígidos.....	63
Figura 24 - Média e desvio padrão normalizados para o valor ZC do módulo do sinal de MMG para os instantes CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50%. Seta – diferença em relação ao ponto inicial ($p \leq 0,05$) – protocolo realizado com participantes hígidos.	64
Figura 25 – Média e desvio padrão do pico de frequência do sinal MMG para os instantes CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50%. Seta – diferença em relação ao ponto inicial ($p \leq 0,05$).....	64
Figura 26 – Média e desvio padrão normalizados para o RMS para o sinal de MMG para os instantes CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50% CVM - protocolo com participantes fisicamente ativos.	65
Figura 27 - Comportamento do valor RMS do sinal eletromiográfico no decorrer do protocolo de fadiga muscular com contração voluntária isométrica para os participantes hígidos 1-10.....	69
Figura 28 - Comportamento do valor RMS do sinal mecanomiográfico no decorrer do protocolo de fadiga muscular com contração voluntária isométrica para os participantes hígidos 1-10.....	70
Figura 29 - Comportamento do valor FM do sinal eletromiográfico no decorrer do protocolo de fadiga muscular com contração voluntária isométrica para os participantes hígidos 1-10.....	71
Figura 30 - Comportamento do valor FM do sinal mecanomiográfico no decorrer do protocolo de fadiga muscular com contração voluntária isométrica para os participantes hígidos 1-10.....	72
Figura 31 - Média e desvio padrão para os valores normalizados da frequência mediana do sinal mecanomiográfico para o músculo reto femoral dos participantes hígidos (A) e com lesão medular (B). As repetições: primeira, segunda,	

	terceira e quarta estão sinalizadas numericamente acima de cada gráfico (1, 2, 3 e 4). A sessão 1 está representada pelas colunas brancas e a sessão 2 pelas colunas hachuradas. P1 (100µs-50Hz), P2 (100 µs-70Hz), P3 (200µs-50Hz) e P4 (200µs-70Hz). C – protocolo que apresentou diferença em relação aos demais (controle); * – diferença em relação ao “C” controle ($p \leq 0,05$).	77
Figura 32	– Média e desvio padrão para os valores normalizados RMS do sinal mecanomiográfico para o músculo reto femoral dos participantes hígidos (A) e com lesão medular (B). As repetições: primeira, segunda, terceira e quarta estão sinalizadas numericamente acima de cada gráfico (1, 2, 3 e 4). A sessão 1 está representada pelas colunas brancas e a sessão 2 pelas colunas hachuradas. P1 (100µs-50Hz), P2 (100 µs-70Hz), P3 (200µs-50Hz) e P4 (200µs-70Hz). C – protocolo que apresentou diferença em relação aos demais (controle); * – diferença em relação ao “C” controle ($p \leq 0,05$).	78
Figura 33	– Média e desvio padrão para os valores normalizados da frequência mediana do sinal mecanomiográfico para o músculo vasto lateral dos participantes hígidos (A) e com lesão medular (B). As repetições: primeira, segunda, terceira e quarta estão sinalizadas numericamente acima de cada gráfico (1, 2, 3 e 4). A sessão 1 está representada pelas colunas brancas e a sessão 2 pelas colunas hachuradas. P1 (100µs-50Hz), P2 (100 µs-70Hz), P3 (200µs-50Hz) e P4 (200µs-70Hz). C – protocolo que apresentou diferença em relação aos demais (controle); * – diferença em relação ao “C” controle ($p \leq 0,05$).	79
Figura 34	– Média e desvio padrão para os valores normalizados RMS do sinal mecanomiográfico para o músculo vasto lateral dos participantes hígidos (A) e com lesão medular (B). As repetições: primeira, segunda, terceira e quarta estão sinalizadas numericamente acima de cada gráfico (1, 2, 3 e 4). A sessão 1 está representada pelas colunas brancas e a sessão 2 pelas colunas hachuradas. P1 (100µs-50Hz), P2 (100 µs-70Hz), P3 (200µs-50Hz) e P4 (200µs-70Hz). C – protocolo que apresentou diferença em relação aos demais (controle); * – diferença em relação ao “C” controle ($p \leq 0,05$).	79
Figura 35	- Mesa vibratória MTS 647 Hydraulic Wedge Grip.	102
Figura 36	- Média dos sensores 3, 5 e 7 com o amplificador 1A.	103
Figura 37	- Média dos sensores 3, 5 e 7 com o amplificador 2A.	103
Figura 38	- Curva de calibração do eletrogoniômetro com média e desvio padrão e linha de regressão.	104
Figura 40	- Curva de calibração das placas 7A, 7B, 8A e 8B.	105
Figura 39	- Placas do Ariana e osciloscópio.	105

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
1.1	MOTIVAÇÃO.....	14
1.2	OBJETIVOS.....	19
1.2.1	Objetivo Geral.....	19
1.2.2	Objetivos Específicos.....	19
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	20
2.1	MÚSCULO ESQUELÉTICO ESTRIADO.....	20
2.1.1	Deslizamento de Fibras.....	21
2.1.2	Pontes Cruzadas.....	22
2.1.3	Relação Força x Comprimento.....	22
2.1.4	Implicações na Produção de Força Muscular.....	24
2.1.4.1	Diferentes Formas de Produção de Força.....	25
2.2	SISTEMA NEUROMUSCULAR.....	27
2.2.1	Princípio do Tamanho de Henneman e Carpenter.....	29
2.2.2	Modelo Hidráulico (Modelo das Torneiras).....	30
2.2.3	Comportamento das unidades motoras.....	32
2.3	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA.....	34
2.3.1	Marcha.....	35
2.3.2	Treinamento com estimulação elétrica neuromuscular.....	37
2.4	ELETROMIOGRAFIA E MECANOMIOGRAFIA.....	38
2.4.1	Eletromiografia.....	38
2.4.2	Mecanomiografia.....	39
2.4.2.1	Imobilização e Mecanomiografia.....	41
2.4.3	Eletromiografia e Mecanomiografia Simultaneamente.....	41
2.5	FISIOPATOLOGIA DA LESÃO MEDULAR.....	43
2.5.1	Lesão Medular Incompleta.....	44
2.5.2	Lesão Medular Completa.....	44
3	MÉTODOS.....	46
3.1	ELETROMIOGRAFIA E MECANOMIOGRAFIA EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA.....	46
3.1.1	Comitê de Ética em Pesquisa.....	46
3.1.2	População e amostra.....	46
3.1.2.1	Critério de inclusão.....	46
3.1.2.2	Critério de exclusão.....	47
3.1.3	Instrumentação.....	47
3.1.4	Coleta de dados.....	48
3.1.5	Procedimentos do ensaio experimental.....	49
3.1.6	Análise do sinal.....	50
3.1.7	Caracterização dos sinais eletromiográfico e mecanomiográfico.....	51
3.1.8	Procedimento estatístico.....	52
3.2	MECANOMIOGRAFIA E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR.....	52

3.2.1	Comitê de Ética em Pesquisa.....	52
3.2.2	População e Amostra	52
3.2.2.1	Critérios de inclusão de participantes com lesão medular	52
3.2.2.2	Critérios de exclusão de participantes com lesão medular	53
3.2.3	Instrumentação	53
3.2.4	Coleta de dados	54
3.2.5	Procedimentos do ensaio experimental.....	57
3.2.6	Aquisição do sinal.....	59
3.2.7	Análise do sinal.....	59
3.2.8	Procedimento estatístico	60
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	62
4.1	PROTOCOLO COM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA	62
4.1.1	Parâmetros analisados	62
4.1.2	Discussão dos Resultados	65
4.2	COMPORTAMENTO DO SINAL DE EMG E DE MMG DURANTE CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA	69
4.3	MECANOMIOGRAFIA E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR ...	72
5	CONCLUSÕES.....	82
5.1	CONCLUSÕES	82
5.2	TRABALHOS FUTUROS	83
5.3	CONTRIBUIÇÕES DA PESQUISA	85
5.4	COMENTÁRIOS FINAIS.....	86
	APÊNDICES.....	101
	ANEXOS	111

ABREVIATURAS

ANOVA: análise de variância
BB: bíceps braquial
Ca²⁺: cálcio
CK: creatino kinase
CVM: contração voluntária máxima
DWT: *discrete wavelet transform* – transformada discreta de *wavelet*
EDF: *european data format* – formato de dados europeu
EENM: estimulação elétrica neuromuscular
EMG: eletromiografia
FES: *functional electrical stimulation* – estimulação elétrica funcional
FF: *fast fatigable* – unidade motora rapidamente fatigável
FFT: *fast Fourier transform* – transformada rápida de Fourier
FM: frequência mediana
FR: *fatigue resistant* – unidade motora resistente à fadiga
H₀: hipótese nula
H₁: hipótese alternativa
IBGE: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
LER: Laboratório de Engenharia de Reabilitação
LM: lesão medular
LSD: *least square difference* – diferença dos quadrados mínimos
MMG: mecanomiografia
MMII: membro inferior
P1: protocolo 1 – P2: protocolo 2 – P3: protocolo 3 – P4: protocolo 4
PA: potencial de ação
PCA: *principal component analysis* – análise de componentes principais
PHI: participante hígido
PLM: participante com lesão medular
PUC-PR: Pontifícia Universidade Católica do Paraná
RF: reto femoral
RMS: *root mean square* – raiz da média quadrática
S: *slow* – unidade motora lenta
S1: primeira série
S2: segunda série
SNC: sistema nervoso central
UM: unidade motora
UTFPR: Universidade Tecnológica Federal do Paraná
VL: vasto lateral
ZC: *zero-crossing* – número de cruzamentos pela linha de base

1 INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

O músculo é uma máquina molecular que converte energia química em mecânica. Sua função é produzir movimento corporal por meio de sua ação nas articulações (ENOKA, 2000). A movimentação articular decorre da contração muscular, que ocorre por meio de interações cíclicas entre as proteínas musculares miosina e actina (ROBERTSON *et al.*, 2005). Para que o músculo contraia voluntariamente, é necessário que o sistema nervoso central (SNC) envie um impulso eferente¹ até a placa motora por meio de um motoneurônio². Quando um músculo realiza uma contração voluntária, ocorre um recrutamento seletivo fisiológico sequenciado das unidades motoras³ - UMs (HENNEMAN e CARPENTER, 1965) o que possibilita uma melhor estratégia de controle de força, além de proporcionar uma contração muscular mais duradoura.

A contração muscular também pode ser originada por meio de estimulação elétrica neuromuscular (EENM), que consiste na aplicação de estímulos através de eletrodos próximos aos motoneurônios, ocasionando a deflagração de impulsos nervosos artificialmente (DURAND, 2000). Ao contrário do recrutamento seletivo que ocorre na contração voluntária, quando a EENM é aplicada, ocorre o recrutamento de todas as UMs que são inervadas pelo motoneurônio que está sendo estimulado eletricamente (WARD e ROBERTSON, 2000). Esse processo de estimulação ocasiona a contração de um número desnecessário de UMs para uma tarefa que exija esforço submáximo, provocando uma rápida atenuação na produção de força muscular ao longo do tempo (STUART e RUSS, 1999).

Em aplicações práticas, além da EENM que faz o papel das vias eferentes do SNC, geralmente utiliza-se algum sistema que forneça informações referentes à função dos órgãos aferentes⁴. Nesse caso, necessita-se de dispositivos que efetuem a realimentação das condições articulares e/ou musculares (SKELLY e CHIZECH, 2001; FUREYA *et al.*, 2007). Para o monitoramento das condições articulares, um exemplo é o eletrogoniômetro acoplado

¹ Eferente: nervos que levam impulsos nervosos do sistema nervoso central para o órgão efector.

² Motoneurônio: neurônio eferente que inerva o músculo.

³ Unidade motora: conjunto de todas as fibras musculares que são inervadas por um único motoneurônio.

⁴ Aferente: que envia informação em direção ao sistema nervoso central.

lateralmente à articulação do joelho durante a aplicação de EENM no nervo femoral⁵ (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010b; 2010a; SCHEEREN *et al.*, 2010d). Para o monitoramento das condições musculares, um exemplo é a eletromiografia (EMG), uma técnica amplamente utilizada na literatura e que pode fornecer características musculares a um sistema de realimentação (ORIZIO *et al.*, 2003; CANDOTTI *et al.*, 2004; PROCIOUW *et al.*, 2008; SCHEEREN *et al.*, 2008; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009; OHTA *et al.*, 2010). A EMG de superfície mede o somatório dos potenciais de ação que são enviados pelo SNC para as UMs que estão na região de sensibilidade do sensor. Como esses potenciais são baixos (μV ou mV), o equipamento de EMG amplifica-os entre 500 e 5000 vezes durante a aquisição do sinal. Quando a contração muscular é gerada por meio da EENM, o estímulo elétrico aplicado ao músculo (V) pode superar em milhares de vezes o potencial fisiológico. Isso acaba por saturar o amplificador de biopotenciais prejudicando seu funcionamento e dificultando o emprego do sinal de EMG como variável de controle das condições musculares em sistemas de EENM.

Uma maneira de superar essa limitação técnica seria o emprego um sistema de medição que captasse uma grandeza diferente da elétrica. Durante a contração muscular, as fibras musculares produzem vibrações causadas pela força de contrações tetânicas incompletas (VAZ *et al.*, 1996a). Assim, um sistema que medisse ondas mecânicas, poderia gerar informações musculares fisiológicas obtidas pela ação mecânica e suprir a limitação da EMG em sistemas de EENM. Observou-se na literatura consultada uma técnica que avalia as oscilações mecânicas causadas pela contração muscular por meio de sensores mecânicos denominado de mecanomiografia – MMG (BARRY *et al.*, 1985; DALTON e STOKES, 1991; ZHANG *et al.*, 1996; EVETOVICH *et al.*, 1997; SHINOHARA *et al.*, 1998; SMITH *et al.*, 1998; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2008a; SCHEEREN *et al.*, 2010a; 2010b; SCHEEREN *et al.*, 2010c; SCHEEREN *et al.*, 2010d).

A técnica de MMG vem sendo empregada em estudos com contrações musculares concêntricas⁶ (MADELEINE *et al.*, 2001; SCHEEREN *et al.*, 2010d), excêntricas⁷ (EVETOVICH *et al.*, 1998; ALVES e CHAU, 2010) e isométricas⁸ (ORIZIO *et al.*, 1989; FALLER *et al.*, 2009) na detecção de fadiga muscular em seres humanos (ORIZIO *et al.*,

⁵ Nervo femoral: motoneurônio que inerva o músculo quadríceps da coxa.

⁶ Contração concêntrica: quando o torque exercido pelo músculo é maior que o torque da carga ou resistência imposta e o comprimento do músculo como um todo diminui (ENOKA, 2000).

⁷ Contração excêntrica: aquela em que o músculo é alongado durante a contração, e que o torque produzido pela carga ou resistência é maior que o torque produzido pelo músculo (ENOKA, 2000).

⁸ Contração isométrica: quando o torque exercido pelo músculo é igual ao torque da carga ou resistência imposta e o comprimento do músculo não é alterado (ENOKA, 2000).

1999; PERRY-RANA *et al.*, 2003; SØGAARD *et al.*, 2003; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009; SCHEEREN *et al.*, 2010c; SCHEEREN *et al.*, 2010d) e em animais (BARRY, 1987; BICHLER e CELICHOWSKI, 2001).

O principal diferencial da MMG em relação à técnica de EMG é a compatibilidade de aquisição de sinal em músculos que estão sendo estimulados eletricamente (GOBBO *et al.*, 2006; KRUEGER-BECK *et al.*, 2010b; 2010a; SCHEEREN *et al.*, 2010d). A utilização da MMG, assim como as principais características desse sinal, é apresentada na literatura em estudos com EENM (PETITJEAN *et al.*, 1998; ORIZIO *et al.*, 1999; KRUEGER-BECK *et al.*, 2010b; 2010a; SCHEEREN *et al.*, 2010d), bem como em estudos com contração voluntária (AL-ZAHRANI *et al.*, 2008; SCHEEREN *et al.*, 2008; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009; SCHEEREN *et al.*, 2010a). A MMG também é indicada como uma técnica útil e de aplicação prática quando o valor de torque não pode ser medido (ESPOSITO *et al.*, 1998; SCHEEREN *et al.*, 2010c), como ocorre em programas de reabilitação com protocolos utilizando EENM (GOBBO *et al.*, 2006).

A EENM pode ser empregada em pessoas que sofreram lesão medular (LM) e que apresentam comprometimento das funções eferentes e/ou aferentes do SNC (VANDERTHOMMEN e DUCHATEAU, 2007; KRUEGER-BECK *et al.*, 2010b; 2010a; SCHEEREN *et al.*, 2010d). De acordo com a literatura consultada, são poucos os estudos com EENM em participantes com LM (KOBETIC *et al.*, 1997; CASTRO *et al.*, 1999; DITOR *et al.*, 2004; HORNBY *et al.*, 2009; MARION *et al.*, 2009) e, menos ainda, os que utilizam a MMG (MCANDREW *et al.*, 2006; KRUEGER-BECK *et al.*, 2010a; 2010b; SCHEEREN *et al.*, 2010d).

A LM consiste em uma lesão na medula espinal com origens genéticas ou causas traumáticas (BEDBROOK, 1981). 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). Segundo o mais recente censo disponível (IBGE, 2000) 0,9% da população é acometida por tetraplegia, paraplegia, hemiplegia ou a falta de algum membro. O IBGE ainda destaca que a proporção de portadores de deficiência aumenta com a idade. Em um país com uma estrutura populacional cada vez mais envelhecida e crescimento populacional positivo, a expectativa é de um número de cidadãos portadores de deficiência física cada vez maior.

O sistema nacional de estatística de trânsito indica que a média de vítimas não fatais em acidentes automobilísticos no Brasil, em 2005, foi de 120 pessoas para 10 mil veículos, totalizando mais de 513 mil vítimas de acidente. A ocorrência de acidentes no trânsito

relaciona-se a vários fatores, entre eles a urbanização crescente, que favorece o aumento no fluxo de veículos automobilísticos e, por conseguinte, a violência no trânsito (VENTURINI *et al.*, 2006). As principais causas apontadas pelas entidades americanas (CENSUS, 2010) para ocorrência de LM, além dos acidentes de trânsito, são as quedas e atos de violência, onde, lesões por armas de fogo são a principal causa. Segundo a Rede SARAH (2010) de hospitais, foram atendidos nos últimos 10 anos 9.019 pacientes com seqüela de LM traumática de diferentes etiologias, como acidente automobilístico, arma de fogo, quedas, mergulho e causas diversas entre outros.

Venturini *et al.* (2006) contextualizaram para o estado do Paraná, Brasil, as características sociodemográficas da cidade de Maringá. Das 32 pessoas entrevistadas, 84% eram do sexo masculino, 78,1% casadas, sendo que 50,0% ocupavam a posição de pais na família. O trabalho também aponta que os indivíduos com LM vivenciam grandes dificuldades para o alcance de melhores condições de vida, sejam de cunho financeiro, sejam decorrentes da escassez de serviços públicos e especializados no município.

A realização de pesquisas que, de alguma maneira, contribuam em aspectos de promoção da melhora da qualidade de vida desta população, é a resposta que a engenharia de reabilitação oferece à sociedade. Por isso, os laboratórios de engenharia de reabilitação (LER) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) e da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR) vêm desenvolvendo um instrumento de MMG (NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2008a) que poderá contribuir com o aumento da pesquisa nas áreas de reabilitação e biomecânica.

O emprego da MMG como mecanismo de realimentação durante a aplicação de EENM é relativamente recente (MCANDREW *et al.*, 2006; KRUEGER-BECK *et al.*, 2010b; 2010a; SCHEEREN *et al.*, 2010a). Assim, uma boa referência seria tomar como base o que já foi desenvolvido com MMG em contrações voluntárias (BARRY, 1987; ORIZIO *et al.*, 1989; ORIZIO *et al.*, 1992; SHINOHARA *et al.*, 1998; SCHEEREN *et al.*, 2008; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009). Como a aplicação de EENM antecipa a ocorrência de fadiga muscular (RATKEVIČIUS *et al.*, 1998), também é importante conhecer o comportamento do sinal de MMG mediante fadiga em contrações voluntárias (SCHEEREN *et al.*, 2008; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009) a fim de desenvolver estudos com MMG e EENM (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010a; 2010b; SCHEEREN *et al.*, 2010d).

Fadiga é definida como a incapacidade do músculo de produzir ou sustentar uma exigência ou expectativa de força (EDWARDS *et al.*, 1981). No entanto, esse conceito é mais indicado para experimentos com fibras isoladas *in vitro*. Para experimento em humanos, o

conceito deveria ser revisto segundo Enoka (2000). Porém, não se encontrou na literatura, até o momento, uma melhor definição para o processo de diminuição da capacidade de produção de força muscular. Na ausência de uma melhor nomenclatura, o presente estudo utilizará a expressão “fadiga” para indicar a diminuição da resposta de força muscular em contrações voluntárias e estimuladas eletricamente.

Os estudos sistemáticos que avaliaram a característica do sinal de MMG mediante fadiga são, em sua maioria, com contração voluntária e com a amostra composta por pessoas hígdas⁹ (ORIZIO *et al.*, 1999; JEFFREY *et al.*, 2010). Com exceção dos trabalhos desenvolvidos pelo grupo de pesquisa do LER da UTFPR/PUC-PR cujos resultados associados a esta tese vêm sendo publicados (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010a; 2010b; SCHEEREN *et al.*, 2010d), não foram encontrados na literatura consultada estudos em que tenham participado tanto voluntários hígdos quanto com LM em protocolos com EENM e MMG. Essa pesquisa possibilitará aplicações da MMG em estudos de locomoção com aplicação de EENM em portadores de lesão medular.

Os principais sensores de MMG já utilizados são fabricados com microfones (BARRY, 1987) e acelerômetros (SCHEEREN *et al.*, 2010c). A limitação da utilização de microfones e de alguns tipos de acelerômetros é que a sensibilidade mecânica deles é uniaxial, sendo essa uma técnica limitada, pois capta somente as vibrações em uma única direção, deixando de adquirir resultados importantes em outros eixos, ou pela resultante dos eixos X, Y e Z. Apesar dessa limitação, os estudos atuais (AL-ZAHRANI *et al.*, 2008; ALVES e CHAU, 2008; OHTA *et al.*, 2009; ALVES e CHAU, 2010; ALVES *et al.*, 2010; HERDA *et al.*, 2010; JEFFREY *et al.*, 2010; MALEK *et al.*, 2010; SCHEEREN *et al.*, 2010c; STOCK *et al.*, 2010; ZUNIGA *et al.*, 2010) baseiam-se, na sua maioria, em sensores uniaxiais. Levando em consideração os trabalhos pesquisados na literatura, somente JEFFREY *et al.*, (2010) e o grupo de pesquisa do LER vêm publicando trabalhos com a utilização de sensores de MMG triaxiais (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010a; 2010b). A presente tese apresenta um estudo sistemático que avalia os sinais mecanomiográfico e eletromiográfico nas situações de fadiga muscular durante contração voluntária, e o sinal mecanomiográfico em protocolos de fadiga com EENM em participantes hígdos e com LM.

⁹ Hígido: indivíduo saudável, sadio.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Tendo em vista o cenário apresentado, propôs-se como objetivo geral desta pesquisa: investigar o comportamento dos sinais mecanomiográfico e eletromiográfico em contração voluntária e do sinal mecanomiográfico em sistemas de EENM em participantes hígidos e com lesão medular.

1.2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos do estudo foram:

- (1) caracterizar o comportamento dos sinais de MMG e EMG durante contração voluntária em protocolo de indução à fadiga com manutenção do torque em participantes hígidos (PHI);
- (2) comparar os sinais de MMG e EMG durante contração voluntária em protocolo de indução à fadiga com manutenção do torque em PHI;
- (3) comparar a resposta do sinal mecanomiográfico em protocolos de extensão de joelho com aplicação de EENM em PHI e PLM.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 MÚSCULO ESQUELÉTICO ESTRIADO

O músculo esquelético estriado compreende células fundidas nas quais as estriações são bem definidas (ENOKA, 2000; SCHEEREN *et al.*, 2010c). Células musculares são as células especializadas na função de contratibilidade. A contração muscular baseia-se no princípio que há um entrelaçamento das proteínas contráteis intracelulares (actina e miosina) gerando uma tensão na célula muscular (HUXLEY e NIEDERGERKE, 1954) que será discutida mais adiante.

O músculo estriado esquelético pode ser analisado de maneira macroscópica ou microscópica. Analisando a anatomia muscular macroscopicamente, observa-se que o músculo apresenta duas partes (Figura 1): o ventre muscular (formado pelas proteínas contráteis), e o tendão ou aponeuroses (união dos envoltórios, formadas de tecido conectivo / conjuntivo fibroso). Ao realizar um corte transversal no músculo, visualizam-se três membranas que envolvem o músculo, fascículo e fibra ou célula muscular. As membranas que envolvem cada estrutura são respectivamente: epimísio, perímísio e endomísio. O prolongamento dessas estruturas na extremidade do músculo dará origem ao tendão muscular.

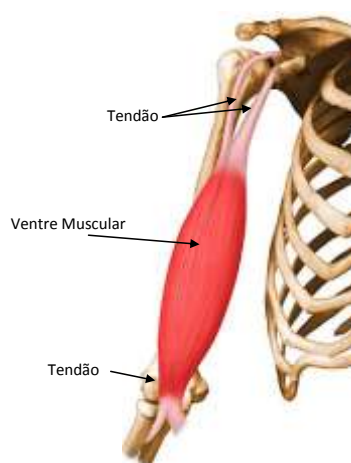


Figura 1 – Músculo bíceps braquial com a indicação do ventre muscular e tendões.

Fonte: Primal Picture (2009)

Analisando as características microscópicas, evidencia-se uma estrutura formada por duas proteínas chamadas actina e miosina que são limitadas por uma estrutura fibrosa

denominada linha ou disco Z. Essa estrutura é conhecida como sarcômero (Figura 2), sendo conceituada como a menor porção funcional do músculo. O estudo das capacidades mecânicas dessa pequena estrutura permite a compreensão de fenômenos musculares de maneira macroscópica.

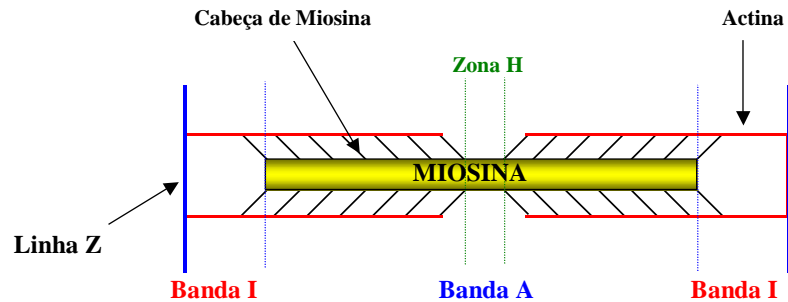


Figura 2 – Modelo estrutural de um sarcômero com as principais partes da estrutura. Banda I: banda isotrópica, Banda A: banda anisotrópica, Zona H: parte da miosina onde não há cabeça de miosina, Linha Z: estrutura fibrosa que limita as extremidades do sarcômero.

2.1.1 Deslizamento de Fibras

Na década de 50, dois importantes estudos foram publicados (HUXLEY e NIEDERGERKE, 1954; HUXLEY e HANSON, 1954) os quais demonstraram o mecanismo de contração muscular em células animais. Quando uma célula muscular é colocada em um microscópio óptico, é possível observar um padrão estriado (Figura 3) na célula. Essa alternância de padrões claros e escuros é denominada de banda anisotrópica (não permite a passagem de luz) e banda isotrópica (permite a passagem de luz). Assim, os primeiros estudos passaram a utilizar a nomenclatura de: banda A (anisotrópico) e banda I (isotrópico). A proteína contrátil de maior densidade é a miosina, indicando que a banda A seja composta por miosina e a banda I por actina, já que é a proteína que apresenta menor densidade.

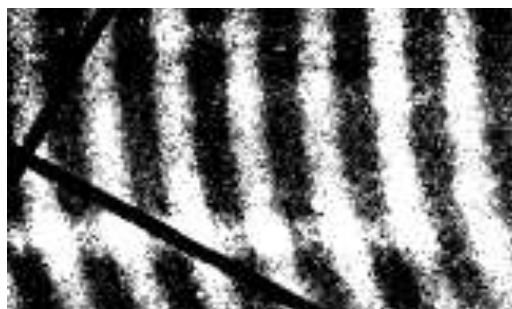


Figura 3 – Foto microscópica do músculo esquelético estriado. O padrão estriado com zonas claras e escuras representa as proteínas contráteis actina e miosina, respectivamente.

Fonte: Huxley e Hanson (1954)

As principais conclusões dos dois estudos foram: (1) durante todos os tipos de contração, o tamanho da banda A (1,5 μm), que é composta pela miosina, permaneceu constante. Relatos sugerem que a miosina apresenta o mesmo tamanho (1,6 μm) para homem, gato e rã (HERZOG *et al.*, 1991) e que a miosina tem comprimento igual para as fibras rápidas e lentas (GRANZIER *et al.*, 1991); (2) não ocorreu diferença na largura das bandas A e I durante a contração isométrica; (3) banda I é formada pelo filamento fino denominado actina; (4) o tamanho da banda I diminui durante a contração concêntrica e aumenta com a contração excêntrica; (5) a tensão por filamento é proporcional: (a) ao número de pontos de contato entre actina e miosina quando a força é gerada e (b) à largura da zona de sobreposição desses dois filamentos. Já que o resultado dos ensaios demonstrou que a banda I diminui com a contração concêntrica, os autores concluíram que, de alguma maneira, ocorria um entrelaçamento das fibras promovendo o deslizamento de actina sobre a miosina.

2.1.2 Pontes Cruzadas

A teoria da das pontes cruzadas (HUXLEY, 1969; HUXLEY *et al.*, 1980), propõe que as cabeças de miosina fixadas no filamento grosso interagem com a actina no filamento fino mostrado na Figura 2. Ocorre então, uma alteração no ângulo e no formato dessa ponte cruzada produzindo um deslizamento entre os filamentos de actina e miosina, que são os responsáveis pela força e encurtamento muscular.

A contração muscular ocorre por meio de interações cíclicas entre proteínas de miosina e filamentos de actina (ROBERTSON *et al.*, 2005). Para que ocorra essa função motora, há uma deformação da molécula de miosina promovendo o evento chamado de *power stroke*¹⁰ que gera força e movimento.

2.1.3 Relação Força x Comprimento

Uma das principais características mecânicas do músculo esquelético é a variação da produção de força mediante o seu comprimento. O primeiro estudo sistematizado que abordou essa relação foi proposto em 1966 e utilizou técnicas microscópicas para isolar fibras de rã e

¹⁰ *Power stroke*: série de alterações estruturais na ponte cruzada de actina e miosina estimulada pela hidrólise de ATP (KRAFT *et al.*, 2005).

medir o comprimento dos sarcômeros (GORDON *et al.*, 1966). Para a parte prática do estudo, as fibras eram estimuladas em diferentes comprimentos com contrações isométricas e isotônicas¹¹. Verificou-se (Figura 4) que houve uma variação da produção de força mediante o comprimento dos sarcômeros. Os resultados do estudo demonstraram que: (1) quando o sarcômero estava bastante alongado (3,65 μm) a produção de força era nula; (2) com o comprimento variando entre 2,0 – 2,25 μm havia um platô de força máxima; (3) na medida em que o sarcômero era encurtado (1,67 μm) a produção de força começava a baixar lentamente; (4) quando o comprimento chegou a 1,27 μm a produção de força foi nula.

A curva clássica da relação força x comprimento (GORDON *et al.*, 1966) demonstrou que o segmento descendente dessa relação pode estar associado com resultado da sobreposição entre os miofilamentos grossos e finos (HERZOG *et al.*, 1991). Estes achados foram um forte suporte da teoria de deslizamento dos filamentos (HUXLEY, 1969), e ajudaram a estabelecer esta teoria como um modelo principal para explicar os mecanismos de compreensão da produção de força muscular.

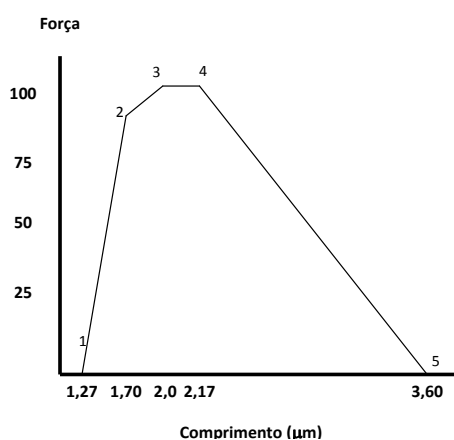


Figura 4 – Relação força x comprimento do músculo estriado de um sapo, adaptado de Gordon et al. (1966). (1) 1,27 μm ; (2) 1,7 μm referente ao comprimento do filamento de miosina mais a largura das duas linhas Z; (3) 2,0 μm referente ao comprimento dos dois filamentos de actina mais a largura das duas linhas Z; (4) 2,17 μm referente ao comprimento dos dois filamentos de actina mais a largura das duas linhas Z e a largura da zona H (0,17 μm); (5) 3,6 μm referente ao comprimento do filamento de miosina mais os dois filamentos de actina e a largura das duas linhas Z.

Adaptado de Gordon *et al.* (1966)

O trabalho de Herzog *et al.* (1991) tinha o objetivo de investigar a possível existência de diferenças sistemáticas entre as propriedades de torque x comprimento do músculo reto femoral em ciclistas, patinadores e corredores. Participaram do estudo dois grupos de atletas

¹¹ Isotônica: quando o músculo está contraindo realizando trabalho contra uma carga constante.

de alto desempenho (ciclistas e patinadores; corredores) que em suas modalidades utilizam o músculo reto femoral cronicamente em distintos comprimentos.

A amplitude articular no joelho é similar nas três tarefas: correr, pedalar e patinar. A amplitude utilizada nas tarefas vai de uma quase completa extensão até aproximadamente 120°, 122° e 101°, respectivamente. Porém, o alcance articular do quadril dos ciclistas e patinadores difere dos corredores. Os ângulos entre o tronco e coxa dos patinadores e ciclistas são menores (13,3° – 22,1°) que os encontrados nos corredores.

Anatomicamente falando, o músculo reto femoral é bi-articular, ou seja, ele participa como motor primário nos movimentos de flexão de quadril e extensão de joelho. Dessa forma, a flexão do quadril causa um encurtamento no reto femoral. Fundamentados nos conhecimentos básicos de anatomia, os autores acreditavam que os ciclistas e patinadores utilizavam o músculo reto femoral em um comprimento relativamente menor que os corredores. Os dados foram coletados em equipamento isocinético¹² e um equipamento de Raios-X para verificar o comprimento muscular com diferentes amplitudes da articulação do quadril.

Os resultados revelaram uma substancial diferença entre a variação de relação torque x comprimento do reto femoral de ciclistas e corredores. Verificou-se, que os ciclistas foram relativamente mais fortes em menor comprimento de reto femoral, enquanto que os corredores foram relativamente mais fortes em maiores comprimentos do reto femoral. Os resultados desse estudo sugerem a existência de uma adaptação às demandas funcionais impostas ao músculo cronicamente. Deste modo, se uma atividade é realizada sempre com o mesmo comprimento muscular, provavelmente, o músculo se adaptará a essa determinada função e não apresentará, necessariamente, bom desempenho em outros comprimentos. Esse fato está relacionado à especificidade da tarefa.

2.1.4 Implicações na Produção de Força Muscular

A capacidade de produção de força muscular pode ser influenciada por lesões degenerativas no tecido tendíneo, que são caracterizadas por inflamação e deformação plástica do tendão, que contribuem biomecanicamente para a diminuição da produção de força e na amplitude de movimento das estruturas anatômicas envolvidas (MOLLOY *et al.*, 2006).

¹² Isocinético: movimento em que a velocidade angular para deslocar um segmento corporal é constante (ENOKA, 2000)

A lesão muscular pode ocorrer por diversos motivos, sendo que a literatura propõe fatores de risco como: fraqueza e fadiga muscular, falta de flexibilidade, aquecimento realizado indevidamente e falta de força ou resistência muscular. Historicamente, muitos trabalhos procuraram explicar os mecanismos de lesão muscular enfatizando a produção de força e tensão em altas proporções. Komi e Rusko (1974) sugerem que para produzir experimentalmente lesão muscular, é necessário que os protocolos sejam elaborados de maneira que o exercício proposto seja realizado com diversas repetições. Os autores verificaram em seu estudo que as contrações musculares excêntricas geram maior lesão celular que as contrações concêntricas. Isso está associado a uma maior capacidade de produção de força na contração excêntrica e ao comprimento das fibras musculares. Esses dados estão de acordo com outros estudos que investigaram lesão muscular associada a contrações excêntricas em humanos (EDWARDS *et al.*, 1981) e com modelos animais (CUTLIP *et al.*, 2004).

Em um estudo com ensaios experimentais com o grupo muscular flexor do cotovelo em níveis máximo e submáximo de contração excêntrica, foi verificado que após 24 horas da realização do exercício, a capacidade de produção de força máxima do grupo flexor estava 24% menor do que a observada inicialmente (SEMMLER *et al.*, 2007). Esses resultados estão de acordo com o estudo que sugere que a alteração no comportamento das UMs do músculo bíceps braquial, que faz parte do grupo dos flexores do cotovelo, mediante contração excêntrica, pode ser verificada 24 horas após a realização do protocolo de exercício (DARTNALL *et al.*, 2008).

A utilização de imagem de ultra-som vem sendo utilizada para estimar as características da ativação neuromuscular associadas com a contração muscular (SHIA *et al.*, 2007). Os resultados demonstraram que as mudanças estruturais musculares detectadas pela técnica de ultra-som poderiam fornecer informações complementares às informações obtidas pelo sinal de EMG em relação à fadiga muscular.

2.1.4.1 Diferentes Formas de Produção de Força

Classicamente em estudos com humanos, a obtenção da força muscular é feita por meio da contração muscular voluntária. Isso significa que o participante gera um comando voluntário e o sistema nervoso central envia impulsos por meio de neurônios motores para o músculo contrair. Porém, não se tinha certeza se o comando dado pelo participante não estava

sendo influenciado por fatores interferentes como: falta de motivação, dor, medo, cansaço ou inabilidade. A utilização de estimulação elétrica neuromuscular (EENM) poderia ser uma maneira de controlar essas variáveis. Child *et al.* (1995) investigaram os efeitos da EENM no índice de dano muscular nos músculos extensores do joelho durante contrações excêntricas produzidas por meio de EENM, em frequências de 20 e 100 Hz.

O pico de creatino kinase¹³ (CK) foi usado como parâmetro da intensidade do dano muscular. Para a indução à fadiga, foram realizados dois protocolos com movimentos excêntricos em um dinamômetro isocinético: (1) com EENM a 20 Hz de frequência e (2) com EENM a 100 Hz de frequência. Em ambos os protocolos, a razão entre as respostas de torque obtidas mediante EENM nas frequências de 20 e 100 Hz (20/100) diminuiu; porém, não houve diferença significativa entre as razões de cada protocolo (CHILD *et al.*, 1995).

Os autores verificaram que, em contração excêntrica, a EENM na frequência de 100 Hz resultou numa maior quantidade de CK do que a frequência de 20 Hz. Já que a EENM a 100 Hz gerou também maior força do que a estimulação a 20 Hz, os autores sugeriram que o aumento do dano muscular durante o exercício excêntrico estava relacionado com a produção de tensão nas fibras musculares (CHILD *et al.*, 1995).

Linnamo *et al.* (2000) estudaram o comportamento da frequência mediana¹⁴ (FM) do sinal EMG em contrações concêntricas e excêntricas dos músculos flexores do cotovelo durante a fadiga, em um dinamômetro isocinético. Os objetivos dos autores foram: (1) verificar o comportamento da FM após exercícios concêntricos e excêntricos em contração voluntária máxima (CVM) e (2) verificar o nível de dano muscular gerado por exercícios concêntricos e excêntricos, através do método de concentração de CK no sangue.

Ambos os protocolos consistiam de 100 repetições de contrações voluntárias máximas. Constatando que a FM diminuiu nos dois protocolos de exercícios. Esses resultados também estão de acordo para: (1) contrações submáximas concêntricas e excêntricas do quadríceps em um mesmo protocolo (MASUDA *et al.*, 1999) e (2) protocolo de fadiga com contrações isométricas (DE LUCA, 1993). A concentração de CK aumentou apenas no exercício de contrações excêntricas, o qual, segundo os autores, sugere a ocorrência de dano muscular.

Linnamo *et al.* (2000) atribuíram a diminuição da FM na contração excêntrica como

¹³ Creatino Kinase: a enzima CK tem sua importância na produção de energia muscular e está confinada no interior da célula muscular; por essa razão, sua presença em grandes quantidades no sangue indica que as membranas celulares do músculo sofreram algum dano, permitindo que as enzimas escapassem para a corrente sanguínea (WILMORE e COSTILL, 2001)

¹⁴ Após realizar a Transformada Rápida de *Fourier* no sinal EMG, a frequência mediana do sinal EMG corresponde ao valor numérico que separa igualmente a metade inferior das frequências, da metade superior.

um indicativo de dano muscular nas fibras rápidas do músculo bíceps braquial. Tendo em vista que o movimento articular altera a localização do eletrodo em relação à placa motora, os autores argumentaram que a variação e a velocidade de movimento foram as mesmas para os exercícios concêntricos e excêntricos, e, dessa forma, o possível efeito do movimento dos eletrodos seria similar para os dois tipos de contração, não sendo, portanto, responsável pelas diferenças encontradas para a FM.

Butterfield e Herzog (2006) tinham como objetivo em seu estudo: (1) determinar o efeito em pequenas alterações no tempo de ativação de fibras musculares durante contrações dinâmicas em músculos com diferentes comprimentos musculares; (2) comparar e explicar a relação entre força, fibra e lesão muscular. O experimento foi com modelo animal e para a realização do protocolo, foi utilizado o músculo tibial anterior de coelho.

Os resultados mostram que o máximo de torque muscular foi significativamente maior quando o músculo estava alongado em comparação com o músculo encurtado. Ficou evidente que o torque muscular do músculo alongado diminuiu com maior expressividade durante a estimulação quando comparado ao músculo encurtado. Butterfield e Herzog (2006) concluíram que alterações no comprimento muscular, previamente à contração excêntrica, podem influenciar na magnitude da lesão muscular, e que o aumento da lesão, provavelmente, é decorrente do aumento da tensão nas fibras musculares.

2.2 SISTEMA NEUROMUSCULAR

Literalmente a expressão neuromuscular relaciona-se ao nervo e o músculo que ele estimula. O sistema neuromuscular é responsável por toda a interação do homem com o meio ambiente (DE LUCA e ERIM, 1994). Tarefas como ler, caminhar, conversar, fazer exercício e tocar um instrumento musical, são realizadas somente porque há uma interação do sistema nervoso com o sistema muscular. Até mesmo movimentos simples como o de rotação da cabeça são gerados por um fino e complexo balanço de impulsos excitatórios e inibitórios do sistema nervoso para os músculos (PERLMUTTER *et al.*, 1998).

Entende-se por unidade motora (UM) (Figura 5) o corpo celular e os dendritos de um motoneurônio, os múltiplos ramos de seu axônio e as fibras musculares que ele inerva (ENOKA, 2000). O movimento de extensão do joelho, por exemplo, é gerado pela ação do músculo quadríceps. A contração de um músculo é o resultado da ativação de um ou mais

motoneurônios. E a ativação de cada motoneurônio será realizada por meio de potenciais de ação comandados pelo sistema nervoso central.

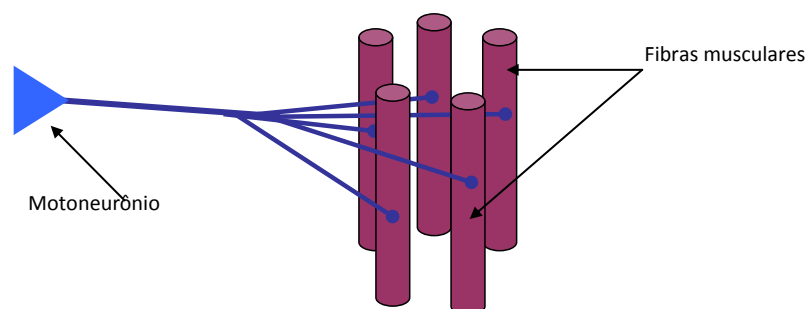


Figura 5 – Modelo esquemático de uma Unidade Motora com o motoneurônio e todas as fibras que são inervadas por ele.

O músculo esquelético é composto por um grande número de UMs e cada UM possui um grande número de fibras musculares. Como exemplo, os músculos gastrocnêmio medial e flexor longo dos dedos, ambos os músculos da perna, apresentam respectivamente: 270 UMs sendo que cada UM, em média, possui 630 fibras musculares, e 130 UMs sendo que cada UM, em média, possui 200 fibras musculares.

As UMs apresentam diferenças nas respostas a estímulos e na resistência à fadiga. Assim, divide-se as UMs em 3 grupos (ENOKA, 2000). UM do tipo S (*slow*) são UMs que apresentam contração lenta e são resistentes à fadiga. UM do tipo FR (*fatigue resistant*) são UMs que apresentam contração rápida e são resistentes à fadiga. UM do tipo FF (*fast fatigable*) são UMs que apresentam contração rápida e são rapidamente fatigáveis. No aspecto de produção de força, a FF é a mais forte, seguida pela FR sendo a S a mais fraca. Já no aspecto resistência, a S é a mais resistente, chegando a permanecer em sua força máxima por mais de uma hora.

Realizando experimentos com animais, Henneman e Carpenter (1965) descerebraram um gato e isolaram, na altura L7, os axônios do motoneurônio (alfa) que inerva o músculo tríceps sural. Esse motoneurônio é responsável por enviar estímulos eferentes para que ocorra o desencadeamento da contração muscular. Os autores realizaram estiramentos no músculo tríceps sural do gato (gerando o reflexo de estiramento)¹⁵ e observaram que o motoneurônio alfa respondia ao estiramento com disparos rítmicos.

¹⁵ Reflexo de estiramento: é a resposta de um músculo a um aumento súbito inesperado no seu comprimento sendo que uma resposta ao *feedback* negativo ativa o músculo que foi alongado, por meio do motoneurônio alfa, para minimizar o aumento de seu comprimento muscular (ENOKA, 2000).

Henneman e Carpenter (1965) também observaram que os traços oscilográficos registrados desse fenômeno demonstravam que, com o aumento dos estiramentos no músculo tríceps sural, o potencial de ação transmitido pelo motoneurônio alfa aumentava em intensidade. O aumento da intensidade está diretamente associado ao aumento da força muscular, sendo que esse aumento representa o potencial de ação de uma única célula respondendo a estímulos. Por meio desse estudo foi possível concluir que a resposta de força da UM está diretamente associada ao tamanho de seu motoneurônio.

2.2.1 Princípio do Tamanho de Henneman e Carpenter

O princípio de Henneman e Carpenter (1965) sugere que o recrutamento ordenado das UMs está associado à propriedade de aumentar voluntariamente a força máxima muscular. Surge então o “princípio do tamanho” ou do recrutamento ordenado, que visa explicar como ocorre o recrutamento de UMs para o aumento da produção de força muscular em contrações voluntárias. Por exemplo: uma pessoa na posição em pé, irá levantar uma cadeira. Após ter pegado a cadeira com a mão, a pessoa iniciará a fazer força para que a cadeira levante. Enquanto a força aplicada não é suficiente para levantar um dos pés da cadeira do chão, fisiologicamente, somente as primeiras UMs estão sendo recrutadas.

Seguindo o princípio do tamanho, essas UMs são menores e mais fracas. Aumentando a força voluntária, novas UMs serão recrutadas e observar-se-á que os pés da cadeira começarão a perder o contato com o solo. Na sequência de ordenamento das UMs, agora tem-se um maior número de UMs ativas e conseqüentemente, uma maior produção de força voluntária. Para recolocar a cadeira no chão, as últimas UMs recrutadas serão as primeiras a serem desrecrutadas¹⁶ ocasionando uma diminuição da capacidade de produção de força, ou seja, os pés da cadeira retornarão para o chão. Essa teoria proposta em 1965 é suportada por experimentos (WESTAD *et al.*, 2003; ADAM e DE LUCA, 2005; DUCHATEAU *et al.*, 2006) que demonstram a validade da proposta do recrutamento ordenado das UMs de Henneman e Carpenter (1965).

Levando em consideração a existência de evidências indiretas para um aumento ordenado pelo tamanho em UM de humanos durante contração voluntária, Milner-Brown *et al.* (1973) tinham por objetivo: (1) medir as variações da taxa de disparo ocorridas quando o

¹⁶ Desrecrutamento: verbete adaptado da língua inglesa (*derecruitment*) utilizado amplamente em artigos científicos significando o antônimo de recrutamento, porém, não consta nos dicionários da língua portuguesa.

nível de força voluntária de uma UM foi aumentado ou diminuído linearmente e (2) determinar as propriedades de contração de uma única UM durante uma contração voluntária isométrica. O músculo estudado foi o primeiro interósseo dorsal da mão de três participantes. Para o experimento foi relacionada à média da força de todo o músculo com o tempo de disparo das UMs. As medidas de força foram realizadas por meio de um transdutor de força com grande precisão, sendo que um suporte foi montado no corpo do transdutor para acomodar o polegar, e um braço de alavanca para acomodar a borda lateral do primeiro dedo entre a articulação metacarpo falangeana e a interfalangeana. Foi pedido então, para os sujeitos manterem a força, apenas o suficiente, para ativar uma dada UM de forma estável.

Os resultados (Figura 6) demonstraram que uma ampla resposta de força foi verificada, porém, as UMs menores foram muito mais recrutadas do que as maiores. Os autores sugerem que parece haver um recrutamento ordenado de UMs, sucessivamente maior, durante o aumento de contrações voluntárias humanas. Há evidências que as UMs são recrutadas conforme a contração que elas produzem e isso se dá de forma ordenada, durante o aumento da contração voluntária. Os achados desse estudo são uma forte evidência para a confirmação do princípio do tamanho proposto por Henneman e Carpenter (1965).



Figura 6 – Número de unidades motoras plotadas em uma escala linear em função da tensão de resposta a uma única contração. Os resultados de cada um dos três participantes estão indicados.

Fonte: Modificado de Milner-Brown e Yemm (1973)

2.2.2 Modelo Hidráulico (Modelo das Torneiras)

O princípio do recrutamento ordenado das UMs (HENNEMAN e CARPENTER, 1965) foi estudado por De Luca e Erim (1994) que propuseram um esquema hidráulico para explicar o mecanismo fisiológico de recrutamento de UMs.

Este modelo é uma metáfora que auxilia a visualizar as propriedades básicas do controle das UMs. De acordo com a Figura 7, observa-se que a água entrando e saindo do recipiente representa a excitação e inibição das UMs. O acúmulo de água no recipiente corresponde a rede de excitação ou recrutamento das UMs. A torneira superior representa o SNC, a altura dos canos representa o nível de excitação o qual as UMs começam a ficar ativas (limiar de excitação). O vazamento de cada cano corresponde ao recrutamento de uma dada UM. O valor da frequência inicial corresponde ao tamanho do fluxo inicial e, com o aumento da quantidade de água (aumento da excitação), a distância do fluxo aumenta de acordo com o aumento da pressão. A distância percorrida pelo fluxo do tanque significa a magnitude do padrão de disparo, ou seja, a frequência de ativação de cada UM. Quanto mais longe for o fluxo, maior é a frequência de excitação. A torneira que fica abaixo e na esquerda representa a inibição muscular. De maneira sintética, pode-se observar que o aumento da força muscular voluntária ocorre pelo recrutamento de novas UMs e também pelo aumento de frequência das UMs ativas.

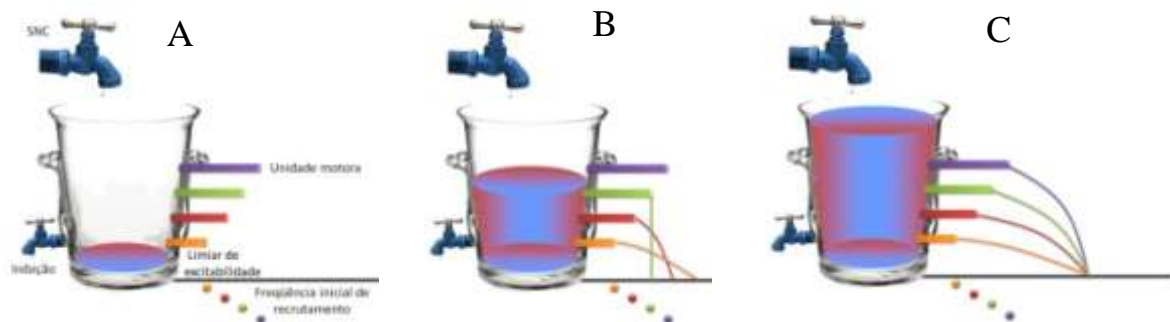


Figura 7 – Exemplo do modelo hidráulico que resume as regras da regulação da força muscular pelas UMs. O acúmulo de água no recipiente corresponde a rede de excitação. A torneira superior representa o sistema nervoso central, a altura dos canos representa o limiar de excitação das UMs. A distância percorrida pelo fluxo do tanque significa a frequência de excitação. A torneira que fica abaixo e na esquerda representa a inibição muscular. (A) Músculo relaxado, (B) Comportamento dos padrões de disparo quando o padrão de disparo é suficiente apenas para o recrutamento de três UMs, (C) Convergência dos padrões de disparo em direção aos valores máximos.

Fonte: Modificado de De Luca e Erim (1994)

Para a interpretação fisiológica do modelo é necessário observar que a proposta foi realizada para contrações isométricas com produção de força constante ou com o aumento progressivo e lento de força e não é indicado à aplicação do modelo para movimentos

balísticos¹⁷ e movimentos dinâmicos. Portanto, o modelo representa as regras básicas que governam a produção de força e é uma ferramenta útil para especular o comportamento geral das UMs sob diferentes condições.

Duchateau *et al.* (2006) sugerem que influência do tamanho na ordem de recrutamento das UMs é atribuída como consequência de sua resistência de entrada. De acordo com a lei de Ohm, a mudança no potencial de membrana em resposta à corrente sináptica é proporcional à resistência de entrada do motoneurônio. Já que UMs pequenas apresentam uma alta resistência de entrada, elas são primeiramente recrutadas em resposta a um aumento das correntes despolarizantes sinápticas. Em consequência dessa relação, UMs menores tendem a ser recrutadas previamente às UMs maiores (Figura 7). Blijham *et al.* (2006) verificaram em experimento com músculo de sapos, uma relação linear entre o diâmetro da fibra nervosa e a velocidade de condução das fibras musculares. Os autores sugerem que essa relação, que ocorre em músculos normais, pode ser ligeiramente alterada em miopatologias e distúrbios neurológicos.

2.2.3 Comportamento das unidades motoras

Revisando a literatura científica observa-se que o tema UM pode ser investigado por diferentes metodologias experimentais. Ao seguir uma ordem temporal, pode-se observar os avanços dos conceitos que envolvem as UMs.

Segundo Herbert e Gandevia (1996) o primeiro estudo experimental que procurou analisar a resposta de força voluntária e resposta de força via estimulação elétrica transcutânea foi o estudo de Merton (1954). Nesse estudo um dos objetivos era verificar se a fadiga muscular era decorrente do sistema nervoso central ou do sistema nervoso periférico (MERTON, 1954). Para isso, comparou os valores de força muscular isométrica obtidos por contração voluntária e por estimulação elétrica. Os resultados obtidos foram: (1) os valores de força muscular voluntária e sob estimulação elétrica no músculo antes do protocolo de fadiga (músculo fresco) eram similares, e (2) os valores de força no músculo pós-protocolo de fadiga, tanto voluntária quanto estimulada eletricamente, diminuíram paralelamente, não apresentando diferença estatística entre eles. Tendo em vista que o impulso central

¹⁷ Balístico: série de movimentos musculares bruscos e rápidos.

permaneceu máximo durante as tarefas, o autor sugeriu que a fadiga se originaria do sistema nervoso periférico.

Westad *et al.* (2003) estudaram o padrão de disparo de UMs com baixo limiar de excitabilidade. O músculo estudado foi o músculo trapézio, que é caracterizado como sendo um músculo postural. O movimento executado foi o de elevação dos ombros e foi solicitado ao participante que a produção de força fosse realizada de maneira gradativa. Para simular a atividade contrátil de um músculo postural, contrações com pouca amplitude articular foram realizadas. Por meio de EMG com eletrodos de profundidade a atividade das UMs foi detectada.

Os autores verificaram que após o recrutamento de uma nova UM, há uma diminuição do padrão de disparo ocasionado pela realimentação negativa (WESTAD *et al.*, 2003). Sugere-se que a realimentação negativa esteja associada a estruturas internas musculares, como o fuso muscular, por exemplo. Portanto, com o aumento da produção de força muscular há uma inibição do motoneurônio visando um reequilíbrio e estabilização da força. A estrutura que poderia ser a responsável por essa inibição das UMs é a células de *Renshaw* que são interneurônios inibidores de motoneurônios.

Segundo Nobrega e Manzano (2001) as células de *Renshaw* poderiam inibir os neurônios motores menores, uma vez que há uma menor superfície de membrana celular a ser bloqueada. Westgaard e De Luca (2003) sugerem que a célula de *Renshaw* poderia diminuir a atividade e o recrutamento das UMs do músculo trapézio. Essa diminuição conduz à redução na sensibilidade do padrão de disparo das UMs para aumentar a força, sendo esse efeito considerado de extrema importância nas UMs com baixo limiar de excitação. Mork e Westgaard (2005) também verificaram que UMs com alto limiar de excitação são ativadas em baixas proporções no músculo trapézio.

Adam e De Luca (2005) estudaram o padrão de disparo das UMs no músculo vasto lateral durante contrações isométricas até a exaustão muscular. Utilizaram EMG com eletrodos de profundidade que possibilitava a identificação do padrão de disparo de cada UM individualmente. Os autores verificaram uma diminuição progressiva do limiar de excitabilidade para todas as UMs e um progressivo aumento de recrutamento de novas UMs. Os resultados sugerem que o aumento do padrão de disparo central ocorreu para compensar a falta de produção de força das UMs já ativas. Esses resultados demonstram que o padrão de recrutamento de UMs se mantém invariável para músculos grandes durante contrações isométricas submáximas. Estes resultados dão suporte à teoria de Henneman e Carpenter (1965).

2.3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Os primeiros relatos de aplicação de estimulação elétrica muscular são antigos (GALVANI, 1791; DUCHENNE, 1855), mas a partir do último quarto de século (ISAKOV *et al.*, 1986; MARSOLAIS e KOBETIC, 1987; FUJITA *et al.*, 1995; KOBETIC *et al.*, 1997) até os dias atuais (GONDIN *et al.*, 2011) é que a pesquisa com estimulação elétrica neuromuscular (EENM) se intensificou.

A EENM de tecidos nervosos pode recuperar parte da função neurológica de indivíduos incapacitados. Com a aplicação de estímulos através de eletrodos próximos aos motoneurônios, é possível deflagrar impulsos nervosos artificialmente, excitar o caminho até o músculo e ativá-lo (DURAND, 2000).

Após o motoneurônio ser excitado e a despolarização da membrana atingir um limiar de disparo, um potencial de ação (PA) propaga-se pelo axônio rumo à fenda sináptica até chegar ao terminal sináptico (KATZ, 1966). O terminal libera na fenda o neurotransmissor acetilcolina que irá despolarizar a placa terminal. Se essa despolarização atingir o limiar de disparo, então uma despolarização propaga-se pelo sarcolema e irá desencadear o processo de contração muscular.

Rabischong (1996) utilizou em seu estudo 15 paraplégicos¹⁸ que nunca tinham realizado treinamento com estimulação elétrica. O nível neurológico da lesão nos pacientes era da T6 para a T10. Nenhum paciente tinha espasmos intermitentes que pudesse anular o teste. Todos os pacientes apresentaram o reflexo de estiramento do quadríceps. Para o teste os pacientes sentaram em um equipamento com 90 graus de flexão do quadril e 60 graus de flexão do joelho. O torque isométrico foi medido por meio de elastômeros. O músculo quadríceps foi estimulado em intensidade submáxima com eletrodos sob o nervo femoral durante 26 s. O estímulo elétrico consistiu em pulsos de 150 mA, na frequência de 20 Hz e duração de 300 ms. A EMG foi registrada com os mesmos eletrodos da EENM, dessa maneira os dados não foram captados simultaneamente. 12 dos 15 pacientes tiveram cerca de 14% de aumento da produção de força no início do protocolo em relação aos demais. A resistência à fadiga foi extremamente variável entre os participantes e pode ser considerada como um limite para a utilização de EENM em pacientes com lesão medular. Os autores sugerem um

¹⁸ Paraplégico: portador de lesão traumática em níveis medulares torácico, lombar e sacral, ocasionando em perda da condição motora.

treinamento com EENM em pacientes para verificar se em pacientes treinados os resultados seriam mais homogêneos.

O objetivo do estudo de Jubeau *et al.* (2006) foi examinar os efeitos do treinamento e destreino¹⁹ na resistência do músculo flexor plantar e na adaptação neural por meio de EENM. Dez participantes fisicamente ativos realizaram um treinamento de 4 semanas. O treino com EENM consistiu em 40 contrações isométricas do grupo muscular não dominante em 16 sessões com 4 semanas. Após o período de treinamento, foi dado um intervalo de 4 semanas para verificar os efeitos do destreino. O pulso de estimulação percutânea aplicado no nervo tibial (ativando o músculo tibial anterior) foi bifásico retangular (frequência de 75 Hz e largura de pulso de 400 μ s) e a intensidade da estimulação variou de acordo com o limiar de desconforto dos participantes.

O torque foi medido por meio de um dinamômetro isocinético e EMG de superfície dos músculos antagonistas ao movimento (sóleo e gastrocnêmio) foi registrada concomitantemente à aplicação de EENM para verificar a ocorrência de coativação²⁰. Os resultados demonstraram que houve aumento da capacidade máxima de força voluntária, da ativação muscular e que a atividade EMG foi preservada após 4 semanas de destreino. A coativação do tibial anterior ficou inalterada após o treinamento, mas diminuiu após o período de destreino. Os autores concluem que houve adaptação neuromuscular durante o treinamento e subsequente ao treino. Os efeitos do treinamento com EENM podem ajudar em programas de pessoas que sofreram imobilização.

2.3.1 Marcha

A execução de alguns passos, como de uma caminhada, apesar de parecer um gesto elementar, é o resultado de uma série de eventos harmoniosos gerenciados pelo SNC. O sistema neuromuscular é responsável por toda a interação da pessoa com o meio ambiente (DE LUCA e ERIM, 1994). Portanto, a tarefa de caminhar é somente realizada porque há uma interação do sistema nervoso com o sistema muscular.

Entende-se por lesão medular (MAYNARD *et al.*, 1997) uma lesão traumática na medula espinal resultando em atenuações das funções sensoriais, motoras (autonomia) e nas

¹⁹ Destreino: perda de condicionamento físico.

²⁰ Coativação: atividade concorrente nos músculos que compreendem um conjunto agonista-antagonista (ENOKA, 2000).

funções eliminação (evacuar e diurese). O SNC possui uma via de estímulos eferentes²¹, que são responsáveis pela ativação da contração muscular, entre outras funções. O SNC recebe informações aferentes²² que oferecem realimentação de uma série de fatores, como a localização espacial do segmento, a velocidade de deslocamento e a sensibilidade tátil.

A implementação de um sistema artificial para que um paciente com LM realize movimentos de deambulação, por exemplo, requer uma série de estudos sistematizados e a utilização de equipamentos como exemplo: estimulador elétrico, palmilhas com sensores que captam a pressão gerada no pé do participante, sensores e eletrodos que ofereçam a realimentação das condições articulares e/ou musculares, um sistema computacional com *software* específico para a tarefa, entre outros (SKELLY e CHIZECH, 2001; HU *et al.*, 2004; FUREYA *et al.*, 2007).

Quando um músculo realiza uma contração voluntária, ocorre um recrutamento seletivo fisiológico sequenciado (HENNEMAN e CARPENTER, 1965), o qual possibilita uma melhor estratégia de recrutamento de UMs e uma contração muscular mais duradoura. Porém, na EENM aplicada no nervo motor, ocorre um recrutamento de todas as UMs que são inervadas pelo motoneurônio que está sendo estimulado eletricamente (WARD e ROBERTSON, 2000). Esse processo de estimulação ocasiona a contração de um número desnecessário de UMs para uma tarefa que exija esforço submáximo, e prejudica o recrutamento de novas UMs, ocasionando uma rápida atenuação na produção de força muscular (STUART e RUSS, 1999).

O músculo esquelético estriado é capaz de produzir três tipos de contração muscular: (a) contração concêntrica, (b) excêntrica e (c) isométrica. Dalton e Strokes (1991) sugerem que o comportamento do sinal mecanomiográfico é diferenciado para as contrações concêntrica e excêntrica. No movimento da marcha, observa-se que os tipos de contração mais frequentes são as contrações dinâmicas concêntricas e excêntricas (ENOKA, 2000).

Considerando que a força de contração muscular para a realização da marcha seja em nível submáximo, espera-se que as UMs menores sejam recrutadas com maior intensidade que as UMs maiores. Porém, essa relação está diretamente associada a pessoas hígdas. A literatura (WARD e ROBERTSON, 2000) aponta para técnicas de EENM em altas frequências de ativação (kHz) que, teoricamente, possibilitariam um recrutamento seletivo de UMs menores. Também é observado na literatura (TABARY *et al.*, 1972; ANDERSEN *et al.*, 1999) que o músculo estriado esquelético é suscetível a alterações em sua composição de

²¹ Eferente: nervos que levam impulsos nervosos do sistema nervoso central.

²² Aferente: nervos que fazem o impulso nervoso chegar ao sistema nervoso central.

tipos de fibra em função do tempo de imobilização. Sendo essa alteração relevante para os estudos de EENM com LMs.

Skelly e Chizech (2001) desenvolveram um sistema para medir a duração do passo na marcha em participantes com LM durante a aplicação de EENM. Foi utilizada uma palmilha com 4 sensores que captam a pressão gerada no pé (2 no calcanhar, 1 sob a cabeça do primeiro metatarso e 1 sobre a cabeça do quinto metatarso). O estudo foi realizado com 3 paraplégicos que foram treinados na marcha com EENM. Foi verificado que 2 sensores por membro inferior foram suficientes para a detecção do evento da marcha. Os sensores acoplados à palmilha dispensam a utilização e calibração de goniômetros. Tanto o início quanto o final do passo foram detectados pelo sistema em tempo real. Os autores concluem que a detecção de tempo do passo na marcha é uma peça chave na aproximação de uma solução para o controle automático de EENM.

2.3.2 Treinamento com estimulação elétrica neuromuscular

Carroll *et al.* (1989) compararam a variação da magnitude do torque do músculo quadríceps mediante estimulação elétrica com variação do intervalo entre pulsos. O estudo foi realizado com dois participantes com lesão medular completa na T-7/T-8 (5 anos de lesão). A estimulação elétrica foi realizada por meio de 9 eletrodos implantados no ponto motor nos músculos, vasto medial, vasto lateral e vasto intermédio.

Ambos participantes realizaram diariamente exercícios de, pelo menos, 30 min durante os anos (4 anos) de participação no projeto. Os protocolos foram realizados no dinamômetro *Cybox* com 30 graus de flexão de joelho. Dez trens de estimulação com 900 ms de duração foram aplicados nos participantes com intervalos de pulsos que variaram de 7 até 62 ms, que, segundo os autores, se aproximam dos valores fisiológicos. Para o estudo da fadiga, foi verificado o declínio do torque durante a aplicação de EENM no quadríceps em função de uma frequência baixa (12 Hz) e uma frequência alta (50 Hz) de estimulação elétrica. Foi observado que o tempo que o torque muscular leva para subir de 10% para 90% do valor máximo de torque aumentou de forma linear em relação ao aumento da frequência. Para a detecção da diminuição do torque, foi verificado que o maior declínio ocorreu com estimulação elétrica de intervalos interpulsos de 12 ms. Em 5 s o valor de torque diminuiu para $81 \pm 24\%$ e somente $5 \pm 3\%$ do torque foi registrado após 30 s de estimulação elétrica no

protocolo. Os maiores valores de torque foram nos protocolos com intervalos de pulso de 12 ms e 15 ms.

Maffiuletti *et al.* (2006) investigaram em seu estudo de caso, as adaptações neuromusculares decorrentes de um treinamento com EENM. O treinamento de 4 semanas consistiu de 5 sessões por semana com 40 contrações isométricas submáxima no músculo quadríceps. Os eletrodos de estimulação elétrica foram posicionados o mais próximo possível do ponto motor dos músculos vasto lateral e medial (somente do membro dominante). O pulso foi bifásico retangular (frequência de 75 Hz e largura de pulso de 400 μ s). A duração de cada sessão de treinamento foi de 20 min. O estudo foi realizado com um voluntário saudável e também foi realizada biópsia muscular.

Os resultados demonstraram que (1) as adaptações neurais mediante o treinamento de resistência com EENM foram efetivas, o que atesta que protocolo com estimulação elétrica não pode ser considerado como apenas uma técnica periférica, pelo menos, para músculos intactos; (2) adaptações na propriedade contrátil, morfologia de fibras unitárias e composição da cadeia pesada de miosina não são afetadas unicamente nas fibras rápidas, mas também nas fibras lentas; e (3) o treinamento com EENM no segmento mais fraco (não dominante) atenuou o desequilíbrio de força entre os membros.

2.4 ELETROMIOGRAFIA E MECANOMIOGRAFIA

2.4.1 Eletromiografia

Farina *et al.* (2004) apresentam duas maneiras para estudar a relação entre EMG de superfície a as propriedades do sistema neuromuscular: um estudo direto e outro inverso. A abordagem direta permite prever os efeitos de vários processos fisiológicos a partir da EMG de superfície. Como exemplo, a relação da velocidade de condução das fibras musculares e o espectro de frequência do sinal de EMG durante contração isométrica com força constante. Ou seja, as características fisiológicas determinam as características do sinal de EMG.

No método inverso é realizada uma relação entre a média da velocidade de condução nervosa e a frequência mediana do sinal de EMG, onde se espera encontrar uma relação linear entre elas. A limitação desse processo é que essa relação não pode ser aplicada para situações gerais, uma vez que poderia resultar em conclusões equivocadas. O objetivo do estudo foi caracterizar os pontos fortes e fracos de alguns métodos utilizados para inferir as estratégias

de controle central através da EMG de superfície. Farina *et al.* (2004) sugerem que a amplitude do sinal de EMG de superfície está relacionada à rede de UM ativas no que diz respeito ao recrutamento e à frequência de disparo das UMs ativas. Assim, a amplitude do sinal de EMG poderia ser utilizada como um índice do nível de ativação eferente. A análise espectral do sinal de EMG é indicada para estudos de fadiga muscular e para inferir mudanças no recrutamento de UMs. A relação entre a velocidade de condução das fibras nervosas e o espectro de potência é utilizada para estudar fadiga muscular, para identificar o tipo de UM recrutada e para descrever o padrão de ativação da UM (FARINA *et al.*, 2004).

2.4.2 Mecanomiografia

De acordo com Tarata (2003), os principais processos de vibração muscular se dividem em: (a) vibração muscular interna, componente intrínseco da contração muscular; (b) oscilação do sistema motor humano e (c) artefatos, como deslizamento do sensor ou movimentação no cabo do sensor. A MMG pode ser considerada como reflexo de vibrações mecânicas musculares e os sinais EMG e MMG registrados simultaneamente de um mesmo músculo têm um comportamento similar. Em ambos, a mediana da frequência diminui e o valor RMS aumenta com a fadiga (TARATA, 2003).

Dalton e Stokes (1991) estudaram as alterações do sinal de MMG por meio de protocolo com contrações dinâmicas no músculo bíceps braquial. A integral dos sinais de MMG e de EMG mostrou relação linear positiva em níveis submáximos, tanto para contrações concêntricas como para excêntricas. A resposta de força na contração excêntrica sempre foi maior do que na concêntrica. Os autores sugerem que o sinal de MMG é gerado pela oscilação lateral das fibras musculares. O baixo nível de atividade de MMG registrado durante o protocolo excêntrico pode ser devido a uma diminuição do número de UMs ativas. Os resultados indicam que, (a) é possível detectar mudanças na força durante contrações dinâmicas utilizando MMG e (b) o sinal de MMG pode ser utilizado para detectar variações na produção de força durante contrações dinâmicas no músculo bíceps braquial.

Vaz *et al.* (1996a) tinham o objetivo de verificar a influência da EENM na vibração muscular. O protocolo consistiu em realizar EENM no nervo tibial de quatro gatos com frequências variando de 4 a 60 Hz em níveis máximos e submáximos de contração. O sinal de MMG foi obtido por meio de um acelerômetro uniaxial que foi colocado diretamente sobre o músculo sóleo exposto do animal. O sinal uniaxial de MMG foi processado com um filtro

passa-alta de 5 Hz e foram calculados os valores RMS e a mediana da frequência do espectro de potência. Foi observado que o valor RMS do sinal mecanomiográfico diminuiu com o aumento da frequência de EENM. Os resultados suportam a hipótese de que a vibração muscular é causada pela força de flutuação de contrações tetânicas incompletas²³.

O trabalho de Gobbo *et al.* (2006) teve o objetivo de comparar o decaimento do torque e do sinal de MMG (uniaxial) durante a fadiga muscular por meio de EENM. Os autores sugerem que esse tipo de trabalho se aplica a programas de treinamento em esporte ou em protocolos de reabilitação. Em momentos distintos, foi aplicado EENM nos músculos bíceps braquial e vasto lateral de dez voluntários saudáveis e o sensor de MMG (uniaxial) foi posicionado sobre o ventre muscular de cada músculo. O nível de contração muscular durante o teste foi submáximo (10% da capacidade máxima de contração). No decorrer do protocolo de indução à fadiga muscular, o valor pico-a-pico do torque e do sinal de MMG diminuiu em relação ao valor inicial. Para o músculo bíceps braquial a diminuição foi de 55% do torque e 60% do sinal de MMG, e para o músculo vasto lateral foi 43% do torque e 47% do sinal de MMG. Foi observada correlação alta entre o torque e o sinal de MMG (bíceps braquial: $R=0,95$; vasto lateral: $R=0,94$). O alto valor de correlação indica que a MMG pode ser usada para monitoramento da fadiga muscular, principalmente quando não é possível a detecção do torque. Os autores sugerem que alterações: na dinâmica das pontes cruzadas e na concentração de Ca^{2+} , influenciam a capacidade e a velocidade de contração muscular.

Stock *et al.* (2010) investigaram se a amplitude do sinal de MMG (uniaxial) tem correlação linear com o torque muscular. Os músculos analisados foram: reto femoral, vasto lateral e vasto medial. Os participantes do estudo (9 homens e 11 mulheres) realizaram contração concêntrica submáxima isocineticamente ($30^\circ s^{-1}$). Acelerômetros uniaxiais foram utilizados para a obtenção do sinal de MMG. Foi observada grande variabilidade dos coeficientes de correlação entre os participantes, variando de $R=0,01$ até $R=0,96$ para os três músculos analisados, o que contribuiu para que a média do grupo fosse baixa. Os autores desaconselham a utilização da MMG como um mecanismo equivalente aos de medição de torque.

²³ Contração tetânica incompleta: quando a resposta de força tem um perfil serrilhado na relação força x tempo.

2.4.2.1 Imobilização e Mecanomiografia

Tabary *et al.* (1972) verificaram que músculos imobilizados na posição encurtada apresentaram diminuição no seu comprimento que pode ser explicada, segundo os autores, principalmente pelo encurtamento das fibras musculares, e também parece estar relacionada com um aumento no tecido conectivo do ventre do músculo que foi imobilizado numa posição encurtada. O músculo imobilizado na posição encurtada apresentou uma diminuição de 40% no número de sarcômeros em série, quando comparado aos músculos normais.

Andersen *et al.* (1999) verificaram que o músculo estriado esquelético é suscetível a alterações em sua composição quanto a tipos de fibra em função do tempo de imobilização onde há uma tendência de migração para as fibras rápidas. Levando em consideração que uma pessoa com lesão medular: (a) não pode movimentar seus membros inferiores de maneira voluntária e (b) como consequência há uma movimentação articular limitada e um longo tempo de imobilização, acredita-se que podem ocorrer alterações em sua composição de fibras e que essas alterações podem ser detectadas por equipamentos de MMG.

2.4.3 Eletromiografia e Mecanomiografia Simultaneamente

Madeleine *et al.* (2001) tinham o objetivo de investigar e comparar a resposta elétrica e mecânica muscular durante contrações dinâmicas e isométricas voluntárias lentas do músculo primeiro interósseo dorsal da mão, realizaram registros simultâneos de EMG, MMG e força durante as contrações. Treze participantes realizaram os protocolos. O sinal de MMG passou por um filtro passa banda 5 Hz – 100 Hz para atenuar o efeito dos movimentos durante as contrações dinâmicas. Relacionou-se o valor obtido pela MMG e pela EMG (MMG/EMG). O quociente não apresentou relação linear com a resposta de força, o que poderia ser devido ao tipo e à intensidade de contração. O valor RMS da EMG aumentou 50 % com o aumento do nível de contração concêntrica e 75 % para contração isométrica. Para a MMG o valor RMS aumentou 50 %, somente para a contração isométrica. A relação MMG/EMG pode ser usada como um indicador de eficiência eletromecânica, onde fica evidenciada uma maior eficiência durante as contrações excêntricas. A relação MMG/EMG pode ser utilizada para investigar propriedades musculares intrínsecas e patologias neuromusculares. Os autores sugerem que as técnicas de EMG e MMG servem de informação complementar sobre a atividade mecânica muscular em termos de recrutamento de UM e padrão de ativação.

O trabalho de Tarata (2003) foi realizado com uma amostra composta por 9 mulheres e 9 homens. Eletrodos de EMG e sensores de MMG foram posicionados sobre os músculos bíceps braquial e braquiradial do mesmo braço de cada voluntário. O protocolo consistiu em exercício isométrico de cotovelo a 90° com 25% da contração voluntária máxima. Os instrumentos utilizados foram: 2 acelerômetros uniaxiais (com o eixo perpendicular ao sentido das fibras musculares) com amplificação de 50.000 vezes, filtro com banda passante de 10 – 250 Hz e filtro *antialiasing* de 250 Hz. Os acelerômetros foram posicionados no meio dos eletrodos de EMG. Para o sinal EMG foi utilizada amplificação de 2.000 com impedância de entrada 100 MΩ e taxa de aquisição de 500 Hz. Os valores *root mean square* (RMS) e frequência mediana (FM) dos sinais de EMG e de MMG foram analisados em “janelas” de 500 ms de duração.

Os resultados obtidos no estudo (TARATA, 2003) foram que a evolução similar da EMG e do MMG dá suporte a hipótese que a MMG também pode indicar o grau de ativação muscular e pode ser utilizada para monitorar o desenvolvimento da fadiga muscular. O autor conclui que o aumento da frequência no espectro de potência está relacionado ao recrutamento de novas UMs e que a amplitude do sinal RMS aumenta progressivamente com o desenvolvimento da fadiga, refletindo no aumento do *twitch* (potencial de ativação). Um aumento no potencial de ativação, possivelmente é devido a um progressivo aumento do número de UMs que aumenta a sincronização de disparos. O autor sugere que a MMG pode sinalizar o desenvolvimento da fadiga da mesma forma que a EMG tem sido utilizada.

Beck *et al.* (2005b) compararam a transformada rápida de *Fourier* (FFT) do sinal de EMG e MMG com a transformada discreta de *wavelet* (DWT) durante a indução à fadiga do músculo bíceps braquial. Sete voluntários realizaram 50 contrações concêntricas em intensidade máxima em um dinamômetro isocinético (180° s⁻¹). Foi observado correlação entre os valores centrais de FFT com os de DWT para EMG (R=0,987) e para MMG (R=0,935), indicando uma similaridade entre o padrão central de frequência para ambos. Os autores sugerem que os valores centrais da FFT para EMG e MMG são bons indicativos para a avaliação de ocorrência de fadiga muscular durante contrações concêntricas. Beck *et al.* (2006) em um protocolo muito similar ao apresentado por Beck *et al.* (2005b) indicam a utilização da FFT para EMG e MMG em protocolo de indução à fadiga em contrações excêntricas.

2.5 FISIOPATOLOGIA DA LESÃO MEDULAR

A lesão medular (LM) é uma lesão na medula espinal que tem origens genéticas ou causas traumáticas (BEDBROOK, 1981). O trauma medular é uma agressão à medula espinal que pode ocasionar danos neurológicos, tais como alterações da função motora, sensitiva e autônoma. 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).

Segundo Faria (2006) a LM resulta em alterações da função motora e sensitiva nos segmentos situados abaixo do nível de lesão. O quadro clínico depende da fase de evolução da lesão (aguda, subaguda), da sua localização (segmento cervical, dorsal, lombar e sacro) e ainda do tipo de lesão (completa ou incompleta). Imediatamente após a instalação de uma lesão medular, surge a retenção urinária e fecal, a perda da força muscular e das sensibilidades abaixo da lesão. O quadro de lesão aguda é denominado de choque medular e pode prolongar-se até 6 meses após a lesão. Progressivamente inicia-se a fase de automatismo medular, com retorno de algumas atividades reflexas da medula, normalmente inibidas pelo controle exercido pelo córtex cerebral, o tônus muscular aumenta e surge a espasticidade²⁴.

O trauma medular agudo resulta em lesão por meio de dois mecanismos. A lesão primária é decorrente das forças que causam dano mecânico instantaneamente após o evento traumático, tais como compressão, transecção, laceração, flexão e tração (ARIAS *et al.*, 2007). Esta lesão ocorre no momento do trauma e envolve a ruptura e o esmagamento de elementos neuronais e vasculares (YOUNG, 1993). A LM inclui a ruptura de axônios, corpos celulares nervosos e estruturas de suporte (células da glia) resultando em interrupção fisiológica e/ou morfológica dos impulsos nervosos.

A lesão secundária desenvolve-se de minutos a dias após o trauma, devido a alterações locais intracelulares e extracelulares, associadas a lesões sistêmicas como hemorragia, hipóxia e outras decorrentes do trauma (YOUNG, 1993). O traumatismo inicial pode deflagrar uma cascata de eventos destrutivos que causam a perda do tecido neuronal inicialmente não comprometido. Várias alterações sistêmicas, focais e celulares caracterizam as lesões secundárias, resultando em mudanças biomecânicas e patológicas que podem causar deterioração funcional e comprometer a integridade estrutural da medula espinal (ARIAS *et al.*, 2007).

²⁴ Espasticidade: quando ocorre um aumento do tônus muscular, envolvendo hipertonia e hiperreflexia, no momento da contração muscular, causado por uma condição neurológica anormal.

Existem quatro mecanismos básicos na lesão aguda da medula espinal: (a) interrupção anatômica, (b) compressão, (c) concussão e (d) isquemia. A interrupção anatômica do parênquima da medula espinal é a laceração física do tecido nervoso, cujos efeitos são considerados como não tratáveis e irreversíveis (FARIA, 2006). A compressão medular decorrente da presença de uma massa que conduz ao aumento da pressão no interior do canal vertebral. É comumente causada por extrusão de disco ou tumores, acometendo primeiramente a substância branca da medula espinal. A concussão decorre de um impacto agudo à medula espinal, geralmente sem compressão residual, afetando inicialmente a substância cinzenta da medula espinal, propagando-se para a substância branca e podendo levar a destruição progressiva do tecido nervoso (KRAUS *et al.*, 2009). Isquemia é a interrupção do suprimento sanguíneo arterial para a medula espinal. Este processo está relacionado à perda da auto-regulação do fluxo sanguíneo no segmento medular lesionado e sua extensão depende da severidade da lesão inicial, sendo de caráter progressivo (ARIAS *et al.*, 2007).

2.5.1 Lesão Medular Incompleta

A LM será classificada como incompleta, quando qualquer movimento muscular voluntário ou sensibilidade abaixo do nível da lesão medular estiver preservado. Nesse sentido, principalmente nos traumatismos cervicais e na transição cervicotorácica o exame da região anal é muito importante e esclarecedor. Caso contrário, por exemplo, passadas as 24 horas do choque medular o reflexo bulbo cavernoso já retornou e o paciente não apresenta nenhum tônus no esfíncter anal ao toque retal e não apresenta sensibilidade nos dermatomos perianais de S4 e S5, a lesão pode ser classificada em completa (CANTO *et al.*, 2007). As lesões medulares incompletas podem manifestar-se de várias formas clínicas e com diferentes níveis de morbidade e potencial para a recuperação (FARIA, 2006).

2.5.2 Lesão Medular Completa

A LM é caracterizada como completa quando não há função motora ou sensitiva preservada ao nível de segmento sacral (CANTO *et al.*, 2007). O Nível neurológico é dado como sendo o nível mais baixo onde ainda é encontrada alguma evidência de função ou

sensação muscular sem preservação. Descreve o caso em que toda a comunicação neuronal é interrompida, como ocorre na transecção completa da medula espinal (FARIA, 2006).

3 MÉTODOS

Neste estudo, foi investigado o comportamento dos sinais de EMG e MMG como mecanismo de realimentação das alterações musculares ocorridas durante contração voluntária e deflagradas por meio de EENM.

Para atingir os objetivos propostos, dois protocolos experimentais foram desenvolvidos e serão descritos separadamente. Todas as coletas de dados foram realizadas no Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

3.1 ELETROMIOGRAFIA E MECANOMIOGRAFIA EM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA

3.1.1 Comitê de Ética em Pesquisa

O projeto de pesquisa experimental foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Universidade Tuiuti do Paraná (N. 0019/08) e todos os voluntários que participaram deram seu consentimento de acordo com o termo (anexo A). Após a leitura e assinatura do termo de consentimento (Apêndice D) foi dado início aos procedimentos para a realização do protocolo experimental.

3.1.2 População e amostra

A população foi composta por jovens universitários da região metropolitana de Curitiba. A amostra foi composta por 10 voluntários do sexo masculino ($22,6 \pm 3,6$ anos de idade; $76,5 \pm 9,8$ kg; $1,80 \pm 0,10$ m).

3.1.2.1 Critérios de inclusão

Os critérios de inclusão adotados para o estudo foram: pessoas consideradas aptas, do sexo masculino, com idade entre 18 e 30 anos, que fossem fisicamente ativas e que dessem o seu consentimento para participar na pesquisa.

3.1.2.2 Critério de exclusão

Os critérios de exclusão adotados para o estudo foram: desconforto e/ou dor nas articulações do membro superior relatados pelos voluntários durante a execução do protocolo de flexão de cotovelo.

3.1.3 Instrumentação

O sistema de mecanomiografia (MMG) empregado no estudo foi desenvolvido por Nogueira-Neto *et al.* (2008a) e conta com um sensor triaxial MEMS MMA7260Q (Freescale Semiconductor Corporation) com sensibilidade de 800 mV/V a 1,5 G (G, aceleração da gravidade) para a aquisição do sinal de MMG (Figura 8).



Figura 8 - Sensor de mecanomiografia com acelerômetro desenvolvido por Nogueira-Neto *et al.* (2008a).

Utilizou-se um circuito de amplificação com ganho 10 e um filtro passa faixa (Butterworth) de 4-40 Hz (PERRY *et al.*, 2001). O sinal foi digitalizado por uma placa Data Translation™ (DT300) com taxa de amostragem de 1 kHz. O sinal foi registrado por um programa em plataforma LabVIEW™ desenvolvido por Nogueira-Neto *et al.* (2008a) e foi armazenado em arquivos do tipo *European Data Format* (EDF).

O sensor foi calibrado no laboratório de mecânica da UTFPR (campus Curitiba) pelos integrantes do grupo de pesquisa do LER. Cada um dos sensores foi posicionado individualmente na mesa vibratória em três posições (X, Y e Z) para a calibração dos três eixos distintamente e foram fixados ao equipamento por meio de fitas adesivas. A curva de calibração dos sensores é mostrada no Apêndice A.

O eletromiógrafo utilizado foi o CS 400 AF (EMG System do Brasil), que possui seis canais de EMG e opera com eletrodos de superfície em configuração bipolar (Ag/AgCl \varnothing 2,2 cm).

Todos os dados foram armazenados e processados em um computador compatível com o sistema de aquisição (placa-mãe EPoX, com processador Intel™ Pentium D 3,4 GHz, 2GB RAM 334 MHz DRAM, HD 130GB, Sistema Operacional Windows XP™, plataforma de desenvolvimento LabVIEW 6i™, placa de aquisição DT300 da Data Translation™).

Os participantes do grupo de pesquisa do LER, previamente ao estudo, adaptaram um encosto com inclinação ajustável numa cadeira extensora convencional de musculação (SCHEEREN *et al.*, 2008; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009). Para a aquisição do torque do cotovelo, foi adaptada uma célula de carga fixada por meio de uma corrente de aço com uma das extremidades da corrente conectada à cadeira. À outra extremidade enganchou-se uma manopla que foi posicionada com a altura correta para o melhor ajuste do ângulo do cotovelo (Figura 9A) com o auxílio de um goniômetro manual. A célula de carga foi posicionada conforme ilustra a Figura 9B.



Figura 9 – A – Posicionamento do participante na cadeira com encosto ajustável com a célula de carga adaptada; B – Em detalhe a célula de carga utilizada.

3.1.4 Coleta de dados

Previamente à colocação dos eletrodos de EMG, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela tricotomia e limpeza da pele, com álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade da pele no local do posicionamento dos eletrodos (SODERBERG e KNUTSON, 2000). Os participantes realizaram alongamento e aquecimento do grupo muscular flexor do cotovelo. O aquecimento consistiu de 30 repetições de movimentos dinâmicos lentos (aproximadamente 50°/s) da articulação do cotovelo com uma carga de 0,5 kg. A seguir, os eletrodos foram fixados na pele e uma leve pressão foi aplicada sobre eles para aumentar o

contato entre o eletrodo e a pele (NIGG e HERZOG, 1999). Os eletrodos de superfície passivos, em configuração bipolar de EMG foram posicionados (com o cotovelo em extensão) no terço distal do músculo bíceps braquial, pois este arranjo garante que os eletrodos fiquem entre o ponto motor e a inserção muscular e o eletrodo de referência foi colocado sobre o olecrano (SCHEEREN *et al.*, 2008; KAPLANIS *et al.*, 2009; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009). Com auxílio de uma fita dupla face, o sensor de MMG foi posicionado entre os eletrodos de EMG que estavam em configuração bipolar (Figura 10). Os participantes foram posicionados sentados na cadeira com um ângulo de 110° para o quadril. Foram orientados a segurar a manopla que se enganchou a uma corrente para ajustar o cotovelo em 90° conforme ilustrado na Figura 9.

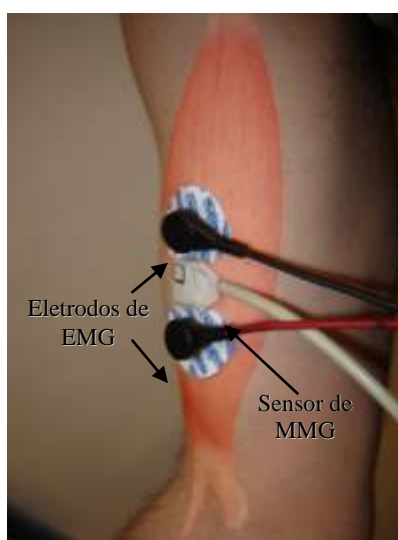


Figura 10 - Sensor de MMG posicionado entre os eletrodos de EMG em configuração bipolar no músculo bíceps braquial.

3.1.5 Procedimentos do ensaio experimental

O participante realizou uma contração voluntária máxima (CVM) isométrica (90° de flexão do cotovelo e 20° de extensão de ombro) durante 5 s (SCHEEREN e VAZ, 2003; BAPTISTA *et al.*, 2009). O valor obtido do torque durante a CVM foi utilizado para calcular o valor referente a 70% da CVM para o protocolo submáximo de fadiga (VAZ *et al.*, 1996b; CANDOTTI *et al.*, 2004; SCHEEREN *et al.*, 2008; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009). Forneceu-se ao participante uma realimentação visual por meio de um monitor LCD para que ele visualizasse no aspecto temporal o seu sinal fisiológico. Foi dado ao participante o comando para que ele mantivesse, pelo maior tempo possível, a contração ao mesmo nível da

linha de referência disposta a 70% da CVM. Uma vez que o participante não conseguisse mais manter o torque a 70% da CVM, o teste era mantido até que o torque fosse inferior a 50% da CVM e, então, o teste era finalizado.

3.1.6 Análise do sinal

O critério para seleção do tamanho de janela de tempo, assim como os instantes em que elas foram recortadas está de acordo com os métodos apresentados na literatura consultada (VAZ *et al.*, 1996b; CASTRO *et al.*, 2001; CANDOTTI *et al.*, 2004; SCHEEREN *et al.*, 2008; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009).

Os sinais de EMG, MMG e torque foram analisados em cinco instantes do protocolo com janelas de 1s. A primeira janela correspondeu temporalmente ao pico de torque da CVM. Após a seleção do pico de torque da CVM, a janela de 1s consistiu dos 0,5s que antecederam ao pico e dos 0,5s posteriores.

Para a seleção dos quatro últimos instantes, foi adicionada (via *software*) uma linha (limiar) correspondendo aos 70% da CVM do sinal de torque. O valor de torque selecionado para o limiar foi obtido da seguinte maneira: (a) visualmente, foi observado o primeiro platô e selecionada uma janela de 5s e (b) a média dessa janela foi adotada como limiar. O valor que não estivesse dentro da média ± 2 desvios padrão do limiar foi considerado diferente. Os instantes selecionados por meio do sinal de torque foram utilizados para o recorte das janelas de MMG e EMG.

A segunda janela foi extraída nos 5 s iniciais do protocolo na qual se observou o primeiro platô dentro do limiar (início 70%). A terceira janela representa o último segundo do torque aos 70% da CVM (final 70%). A quarta janela (após 70%) corresponde ao segundo seguinte ao ponto estabelecido para a janela “final 70%”. A quinta janela (50%) correspondeu ao segundo posterior à queda do torque abaixo dos 50% da CVM (Figura 11).

A partir do sinal de cada um dos três eixos (X, Y e Z) foi calculado o módulo, assim, o sinal de MMG apresentado nesse trabalho será sempre referente ao módulo. Para cada janela de análise os parâmetros analisados foram: *root mean square* (RMS), integral e número de cruzamentos pela linha de base (*ZC – zero-crossing*), referentes ao domínio do tempo. No domínio da frequência os parâmetros analisados foram frequência mediana (FM) e o pico de frequência que corresponde à frequência de maior intensidade no espectro de potência (SCHEEREN *et al.*, 2008; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009).

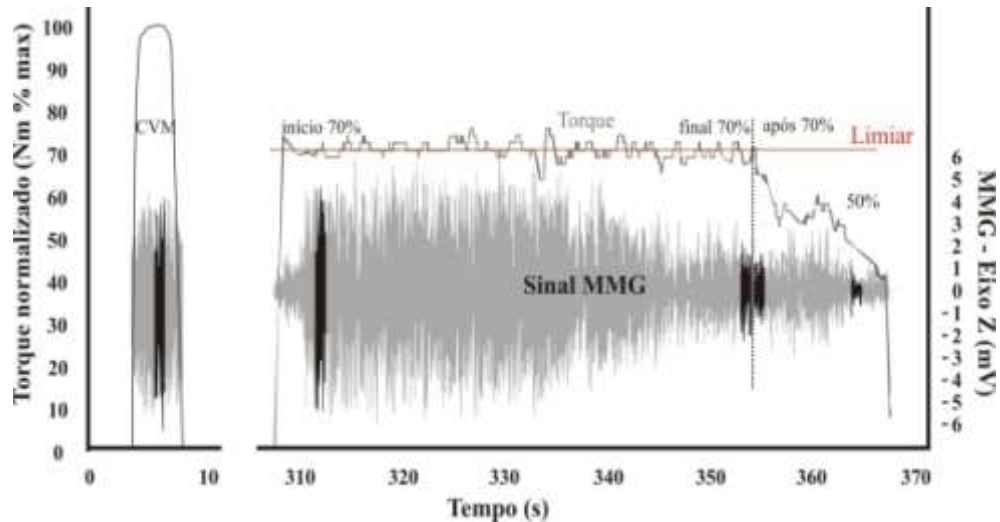


Figura 11 – Janelas de análise (1 - CVM, 2 - início 70%, 3 - final 70%, 4 - após 70% e 5 - 50%) do sinal de MMG com indicação do torque e limiar. O intervalo entre a CVM e o início do protocolo de indução à fadiga foi de 5min.

3.1.7 Caracterização dos sinais eletromiográfico e mecanomiográfico

Para a caracterização do comportamento eletromiográfico e mecanomiográfico durante contração voluntária com manutenção do torque, o sinal foi analisado individualmente para cada participante segundo o seguinte critério: (a) por meio do sinal de torque foram estabelecidos os instantes inicial e final do teste, o qual serviu de critério para a seleção dos sinais de MMG e de EMG; (b) os sinais foram divididos em janelas de 1 s de duração; (c) para cada janela os parâmetros de análise foram o RMS e a FM (Figura 12).

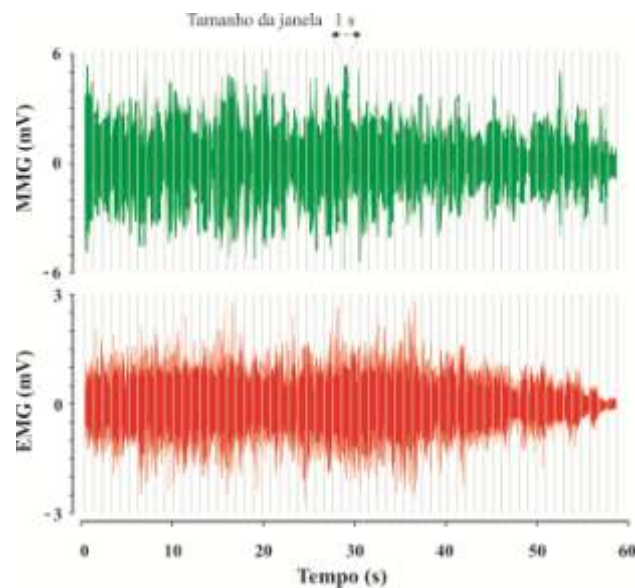


Figura 12 – Exemplo do padrão de recorte de janelas consecutivas de 1s de duração para o sinal mecanomiográfico e eletromiográfico.

3.1.8 Procedimento estatístico

O procedimento de análise estatística foi realizado com pacote estatístico PASW *Statistics* (versão 18.0.0):

1. para a verificação de distribuição Gaussiana dos dados o teste utilizado foi o Shapiro Wilk e o teste de Smirnov Kolmogorov;
2. análise de variância (ANOVA) de um caminho (EMG, MMG e torque) foi utilizada para a determinação de possíveis diferenças estatísticas entre cada variável medida nos instantes (a) CVM, (b) início 70%, (c) final 70%, (d) após 70% e (e) 50%;
3. o *post hoc* adotado foi o *least square difference* (LSD) para amostras pequenas ($n < 15$);
4. o nível de significância adotado foi $p \leq 0,05$;
5. hipótese nula (H_0) – os parâmetros analisados (EMG, MMG e torque) para todos instantes (CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50%) apresentam médias idênticas.

3.2 MECANOMIOGRAFIA E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

3.2.1 Comitê de Ética em Pesquisa

O projeto de pesquisa experimental foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (N. 2416/08) (Anexo B).

3.2.2 População e Amostra

A população foi composta por participantes hígidos (PHI) e participantes com lesão medular (PLM) da região metropolitana de Curitiba. A amostra foi composta por 10 PHI ($28,4 \pm 6,5$ anos de idade) e 10 PLM ($32,1 \pm 9,5$ anos de idade).

3.2.2.1 Critérios de inclusão de participantes com lesão medular

Os critérios de inclusão adotados para o estudo com PLM foram: pessoas que sofreram

LM completa ou incompleta por meio traumático que apresentassem plegia²⁵ ou paresia²⁶ de membro inferior (MMII) independente de simetria, que apresentassem sustentação da musculatura do tronco e que dessem o seu consentimento para participar da pesquisa.

3.2.2.2 Critérios de exclusão de participantes com lesão medular

Os critérios de exclusão adotados para o estudo foram: voluntários com sensibilidade que não suportassem o desconforto da corrente elétrica, que não apresentassem movimentação articular de joelho até 40° por meio da EENM; que fossem portadores de tecido cancerígeno (MMII), que tivessem material metálico implantado no membro a ser estimulado.

3.2.3 Instrumentação

O sensor de mecanomiografia utilizado no estudo, o sistema de aquisição, o armazenamento e processamento, assim como a cadeira adaptada foram os mesmos apresentados no subitem 3.1.3.

O eletrogoniômetro utilizado foi desenvolvido pelos integrantes do grupo de pesquisa do LER com um potenciômetro linear de 10 k Ω , cabos de plástico e espuma para aderir ao voluntário. O eletrogoniômetro foi calibrado com a utilização de um goniômetro mecânico e a calibração foi realizada no LER. A curva de calibração do eletrogoniômetro encontra-se no Apêndice B.

Nesta pesquisa, utilizou-se o estimulador elétrico neuromuscular de 16 canais (Ariana 16 - Figura 13) desenvolvido por Zagheni (1998) com todos os parâmetros configuráveis dentro das seguintes faixas de valores: duração de pulso 0,15 – 10 ms (frequência 1 kHz – 10 kHz); amplitude 0 – 230 V; duração dos *bursts* 0,1 ms – 32 ms (frequência 0,1 Hz – 5000 Hz) e duração dos pulsos. A calibração do equipamento foi realizada no próprio LER, onde o sinal de saída do estimulador elétrico foi conectado a um osciloscópio e efetuada a leitura dos parâmetros. A curva de calibração do estimulador elétrico pode ser vista no Apêndice C.

²⁵ Plegia: ausência de força muscular.

²⁶ Paresia: diminuição da força muscular.



Figura 13 - Estimulador elétrico neuromuscular Ariana 16.

Os eletrodos utilizados para EENM (Figura 14) são auto-adesivos com dimensão de 9 cm x 4,5 cm, reutilizáveis (recomendado até 30 reusos pelo fabricante) e individuais.

O termohigrômetro utilizado foi um digital da marca Minipa®, modelo MT-230A, para o monitorização da temperatura ambiente e da umidade relativa do ar (norma IEC 601-1, 15 °C a 35°C e 45% a 75% de umidade relativa).



Figura 14 – Eletrodo auto-adesivo de estimulação elétrica.

3.2.4 Coleta de dados

Após a leitura e assinatura do termo de consentimento para PHI (Apêndice D) e PLM (Apêndice E), iniciaram-se os procedimentos para a realização do protocolo experimental.

Os sensores de MMG foram fixados com fita dupla-face no ventre dos músculos reto femoral (RF) e vasto lateral (VL), conforme ilustrado na Figura 15. A orientação dos eixos do

acelerômetro pode ser visualizada na Figura 15, sendo que o eixo Y tem a mesma orientação para ambos os sensores.

O participante foi posicionado na cadeira com o quadril a 70° de flexão (MATSUNAGA *et al.*, 1999). Para dar maior estabilidade ao corpo, os pacientes fixaram as mãos em duas barras localizadas lateralmente e abaixo da linha horizontal em relação ao assento.

O eletrogoniômetro foi fixado lateralmente ao membro inferior do participante por meio de faixas elásticas. Por meio de critério visual, o potenciômetro do eletrogoniômetro foi posicionado sobre o eixo articular do joelho. O sinal foi adquirido com uma frequência de 1 kHz em sincronia com o sinal de MMG.

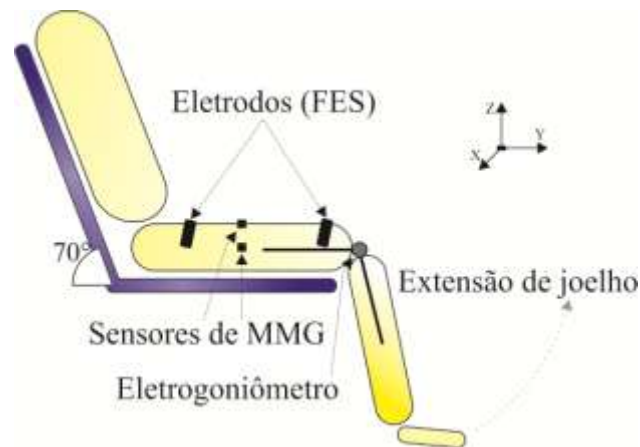


Figura 15 – Modelo esquemático da cadeira extensora com inclinação do encosto ajustável, eletrodos de estimulação elétrica, sensores de MMG e eletrogoniômetro.

Após tricotomia e limpeza da pele, os dois eletrodos auto-adesivos de estimulação foram fixados sobre a pele: (a) cátodo, proximalmente, na superfície ântero medial da coxa, sobre o ponto anatômico aproximado do nervo femoral; e (b) ânodo, distalmente, sobre a porção distal do músculo quadríceps, respectivamente (VAZ *et al.*, 1996b; SCHEEREN e VAZ, 2003; BAPTISTA *et al.*, 2009; SCHEEREN *et al.*, 2010d). Para a localização do nervo femoral, efetuou-se a palpação da artéria femoral que fica medialmente ao nervo femoral (Figura 16).



Figura 16 – Vista anterior do nervo femoral e da artéria femoral.

O procedimento de EENM sobre o nervo femoral visa a contração total do músculo, suprimindo, dessa forma, as limitações da estimulação muscular, que pode não ativar as fibras musculares mais profundas. A Tabela 1 lista os parâmetros de EENM utilizados nos protocolos.

Tabela 1 – Padrões de EENM, duração do pulso ativo e frequências de *bursts*

Protocolo	Portadora			Burst		
	Tempo ativo (μ s)	Tempo de Baixa (μ s)	Frequência (kHz)	Tempo de alta (ms)	Tempo de Baixa (ms)	Frequência (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

Tempo ativo 100 μ s (LANGZAM *et al.*, 2007)

Tempo ativo 200 μ s (FUJITA *et al.*, 1995; JEZERNIK *et al.*, 2004)

Frequência de *burst* 50 Hz (ORIZIO *et al.*, 1999)

Frequência de *burst* de 70 Hz (CHOU *et al.*, 2005)

A Figura 17 apresenta a forma de onda estimulatória utilizada nos protocolos.

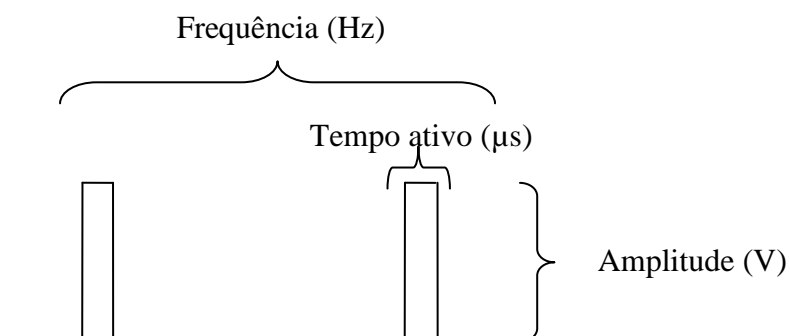


Figura 17 – Forma de onda estimulatória utilizada no protocolo de estimulação elétrica neuromuscular.

3.2.5 Procedimentos do ensaio experimental

Os procedimentos realizados foram os mesmos para ambos PHI e PLM. A temperatura ambiente e a umidade relativa do ar foram verificadas, por meio do termohigrômetro (norma IEC 601-1, 15 °C a 35°C e 45% a 75% de umidade relativa) e se mantiveram dentro do previsto pela norma IEC.

O voluntário foi posicionado na cadeira extensora, e foram então relatados os procedimentos para colocação dos eletrodos e sensores. Com o auxílio das mãos, o pesquisador realizava uma extensão máxima passiva do joelho do participante para calibrar o eletrogoniômetro como ângulo 0°. Ao liberar a perna do participante, ela deveria retornar até um ângulo de 90°, aproximadamente (Figura 18). A intensidade de EENM foi incrementada até que o ângulo do joelho atingisse 40° (Figura 18) (sem a necessidade de manutenção da angulação por contração isométrica) seguindo-se um intervalo de 2 min para PHI e 5 min para PLM antes de iniciar as séries do ensaio experimental (Figura 20).



Figura 18 – Modelo esquemático da cadeira extensora com o ângulo inicial de joelho (90°), ângulo para a determinação da tensão (40°) e o ângulo limite para a finalização da EENM (65°).

A literatura (RATKEVIČIUS *et al.*, 1998; SCHEEREN e VAZ, 2003; CANDOTTI *et al.*, 2004; BAPTISTA *et al.*, 2009) utiliza 2 min como intervalo para a recuperação muscular após a realização de CVM. Não foi medida a força nesse estudo, mas supõe-se que a força

necessária para elevar a perna e o pé do participante até 40° seja inferior à CVM, mesmo assim, optou-se em manter o intervalo de 2 min para PHI. Levando em consideração o comprometimento muscular de PLM e a não observação de estudos comparativos do tempo de recuperação muscular entre PHI e PLM na literatura consultada, o tempo de recuperação para PLM foi extrapolado para 5 min. O aumento do tempo de recuperação teve a finalidade de evitar que o protocolo experimental fosse influenciado pelas variações musculares decorrentes do momento da determinação da tensão. A Figura 19 apresenta graficamente uma síntese da atividade prática realizada e uma visão geral do experimento.

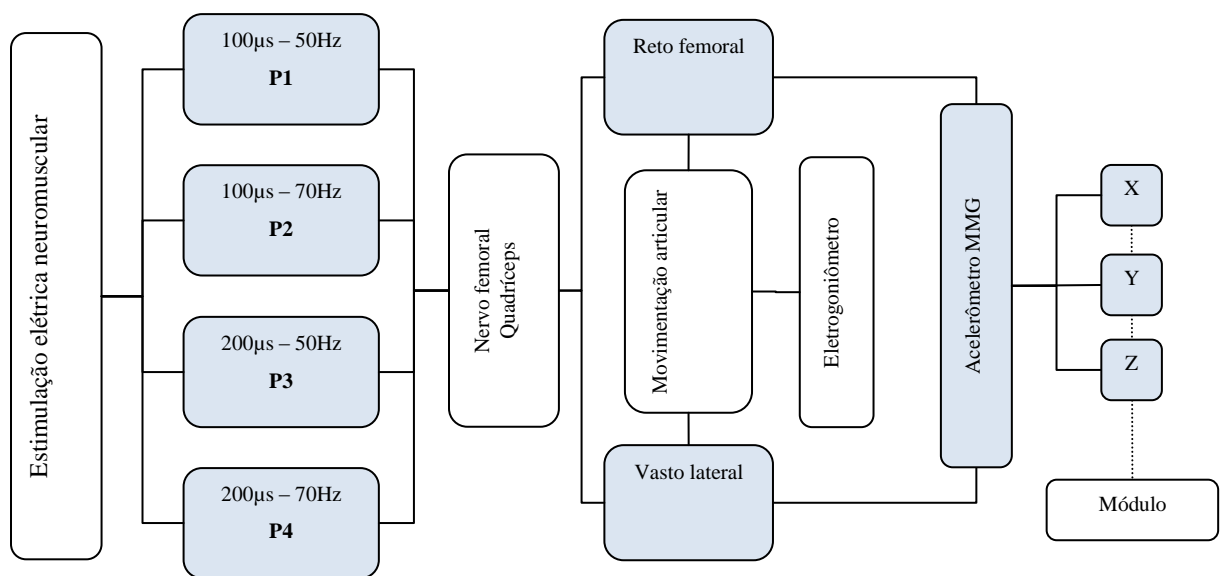


Figura 19 – Modelo esquemático com a visão geral do *setup* experimental

O ensaio experimental foi dividido em duas séries, a primeira (S1) e a segunda (S2) que foram separadas por um intervalo de 15 min com a finalidade de minimizar os efeitos da potenciação pós-tetânica (RATKEVIČIUS *et al.*, 1998; SCHEEREN e VAZ, 2003). Cada série era composta por quatro movimentos dinâmicos que eram realizados sem intervalos. Cada movimento tinha a duração específica segundo a ordem dos seguintes critérios: (1) limite de tempo de 2 min, (2) quando o ângulo fosse superior a 65° de flexão (Figura 18) e (3) quando não houvesse contração dinâmica durante os primeiros 15 s (Figura 20).

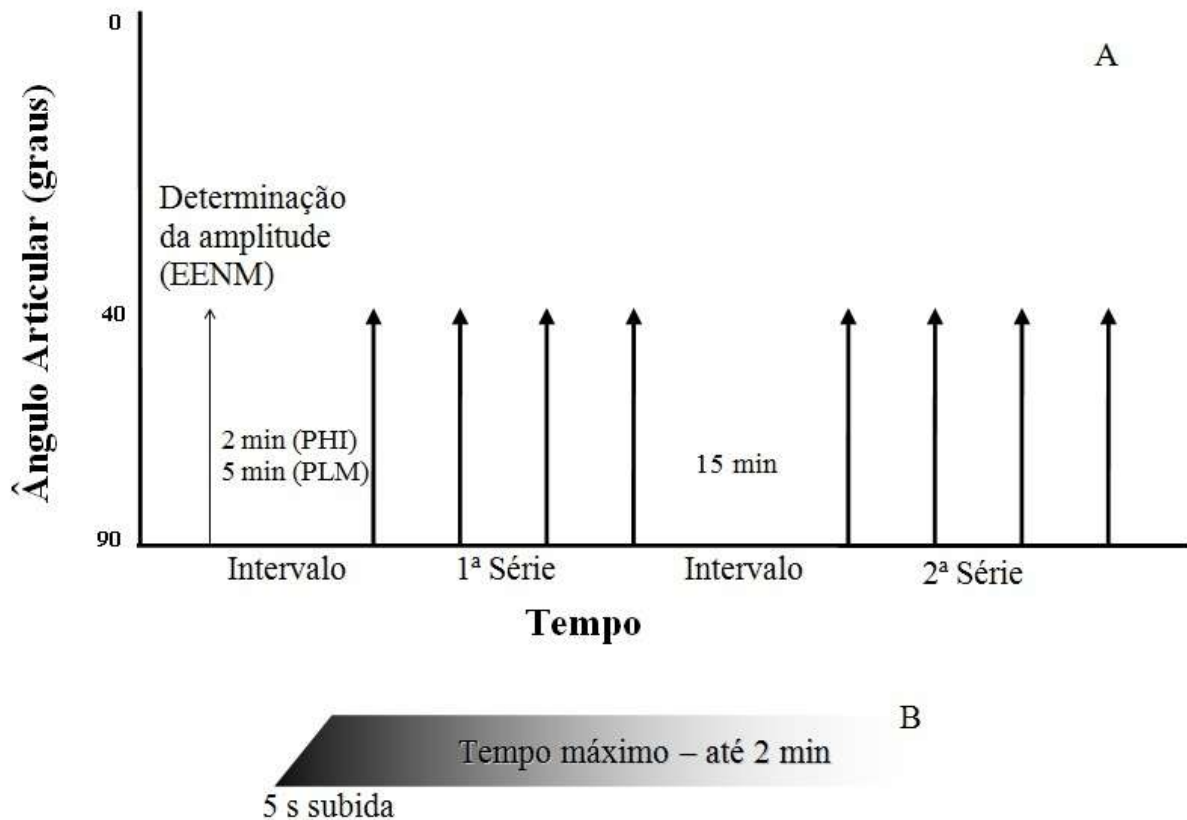


Figura 20 – A - Figura demonstrando as fases do protocolo experimental sinalizando os instantes de movimentação articular (determinação da amplitude, 1ª e 2ª séries) e intervalos; B – Esquema demonstrando o tempo de subida da EENM e o tempo máximo para cada uma das contrações.

3.2.6 Aquisição do sinal

O sinal foi registrado por um programa em plataforma LabVIEW™ desenvolvido por Nogueira-Neto *et al.* (2008a) e foi armazenado em arquivos do tipo *European Data Format* (EDF) conforme apresentado no subitem 3.1.3.

3.2.7 Análise do sinal

O módulo do sinal mecanomiográfico de cada contração para os grupos de PHI e PLM foi analisado em três janelas de 1s (inicial, meio e final) conforme a Figura 21. As médias dos valores RMS e FM das três janelas foram utilizadas para os testes estatísticos.

O critério adotado para a seleção das janelas do sinal de MMG foi: (a) a janela inicial (1s) correspondeu ao primeiro segundo a partir dos 5s iniciais relativos ao tempo de subida da

EENM (Figura 20-B); (b) a janela meio (1s) é equidistante entre as janelas inicial e final e (c) a janela final (1s) corresponde ao segundo que antecede o final do teste.

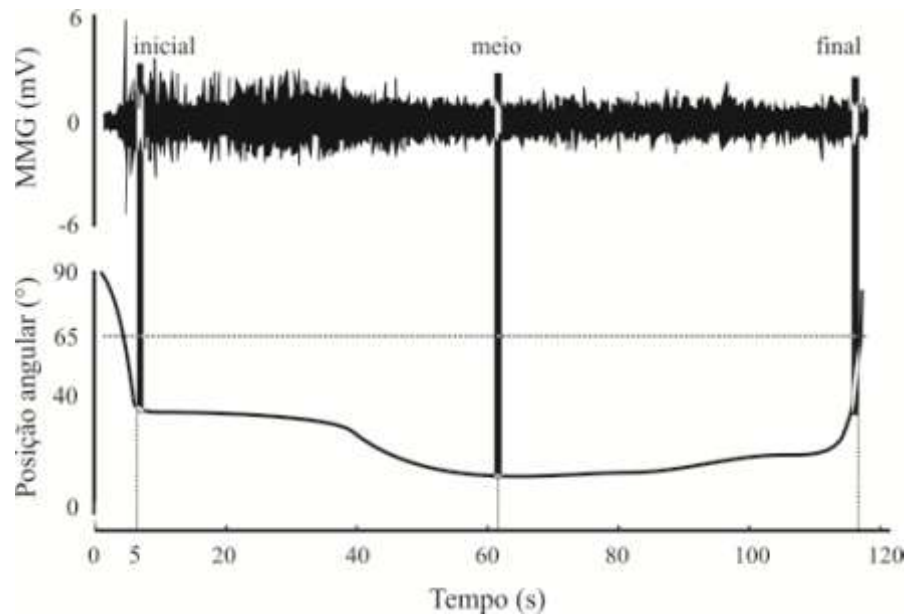


Figura 21 – Critério para seleção de janelas do sinal de MMG para as contrações com aplicação de EENM para os grupos de PHI e PLM. A janela inicial (1s) corresponde ao primeiro segundo a partir dos 5s iniciais relacionados ao tempo de subida da EENM; a janela meio (1s) é equidistante entre as janelas inicial e final; a janela final (1s) corresponde ao segundo que antecede o final do teste. A linha pontilhada representa a posição do joelho que foi utilizada como critério para a finalização da EENM.

Para a normalização dos dados, o valor mecanomiográfico obtido na primeira contração foi estabelecido como valor igual a 1,0 e os outros valores foram normalizados em função dele.

3.2.8 Procedimento estatístico

Os procedimentos estatísticos adotados para o estudo são:

1. para a verificação de distribuição Gaussiana dos dados o teste utilizado foi o Shapiro Wilk e o teste de Kolmogorov-Smirnov;
2. teste t para identificar diferença entre PLM e PHI e entre a primeira e segunda séries do protocolo experimental;
3. ANOVA de um caminho para identificar possíveis diferenças entre os padrões de EENM (P1, P2, P3, P4) e entre os participantes (PHI e PLM);

4. o *post hoc* adotado foi o *least square difference* (LSD) para amostras pequenas ($n < 15$);
5. o nível de significância adotado para este estudo foi de $p \leq 0,05$;
6. hipótese nula (H_0) – os parâmetros analisados (MMG) para todos os grupos (P1, P2, P3, P4) e entre PHI e PLM apresentam médias idênticas.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesse capítulo, descrevem-se as análises dos resultados experimentais. Inicialmente, caracteriza-se o comportamento dos sinais de MMG e EMG e efetua-se a comparação dos sinais durante contração voluntária com participantes hígidos. Como o protocolo é de indução à fadiga muscular, também discute-se sua implicação nos sinais de MMG e EMG e os prováveis fenômenos fisiológicos envolvidos.

Levando em consideração o conhecimento adquirido com o estudo mecanomiográfico inicial, a parte final do capítulo versa sobre a resposta mecanomiográfica em protocolos de indução à fadiga com a aplicação de EENM.

4.1 PROTOCOLO COM CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA

4.1.1 Parâmetros analisados

Para o estudo com contração voluntária isométrica, foi aplicado um protocolo de indução à fadiga em participantes fisicamente ativos. Conforme apresentado nos métodos, os instantes (CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50%) analisados no protocolo tiveram janelas de 1 s. Os dados apresentados para o sinal de MMG sempre se referem ao módulo dos eixos X, Y e Z.

As médias e os desvios padrão dos valores normalizados durante a contração voluntária máxima (CVM) e protocolo de fadiga do músculo bíceps braquial (BB) são apresentados para: (a) integral do torque (Figura 22), (b) RMS da EMG (Figura 23) e (c) número de cruzamentos pela linha de base (ZC) do sinal de MMG (Figura 24).

O valor integral de torque no instante ‘CVM’ apresentou diferença estatística de todos os outros valores. Os valores do instante ‘início 70%’ e ‘final 70%’ não apresentaram diferença e os valores ‘após 70%’ e ‘50%’ são diferentes do instante ‘início 70%’. O valor RMS normalizado do sinal de EMG (Figura 23) e o valor normalizado do ZC do sinal de MMG (Figura 24) tiveram comportamento similar e foram, estatisticamente, menores para os instantes ‘final 70%’, ‘após 70%’ e ‘50%’ em relação ao instante ‘CVM’. O que contribuiu para uma melhor compreensão do sinal de MMG, tendo em vista a confiabilidade da técnica de EMG quando utilizada para protocolos com contração isométrica (CASTRO *et al.*, 2001;

SCHEEREN e VAZ, 2003; CANDOTTI *et al.*, 2004; SCHEEREN *et al.*, 2008; NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2009).

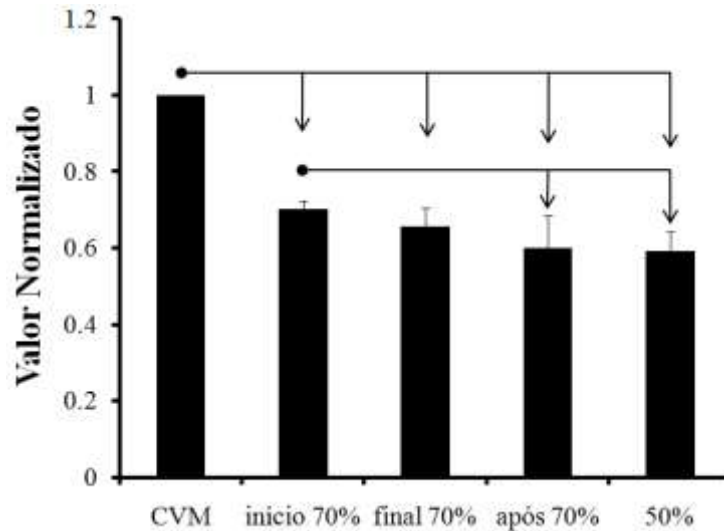


Figura 22 - Média e desvio padrão normalizados para a integral do torque para os instantes CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50%. Seta – diferença em relação ao ponto inicial ($p \leq 0,05$) – protocolo realizado com participantes hígidos.

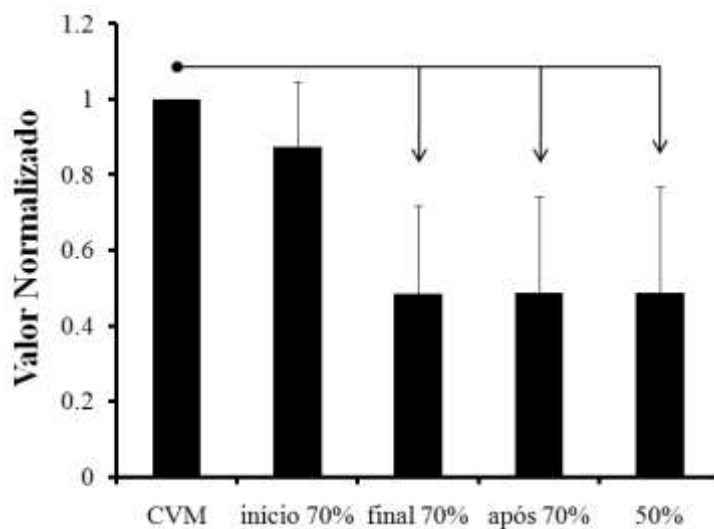


Figura 23 - Média e desvio padrão normalizados para o valor RMS da EMG para os instantes CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50%. Seta – diferença em relação ao ponto inicial ($p \leq 0,05$) – protocolo realizado com participantes hígidos.

A Figura 25 mostra a média e o desvio padrão dos valores de pico de frequência do sinal de MMG para todos os instantes selecionados do protocolo de fadiga do músculo BB. O pico de frequência correspondente ao instante ‘50%’ foi estatisticamente menor que o valor do instante ‘CVM’.

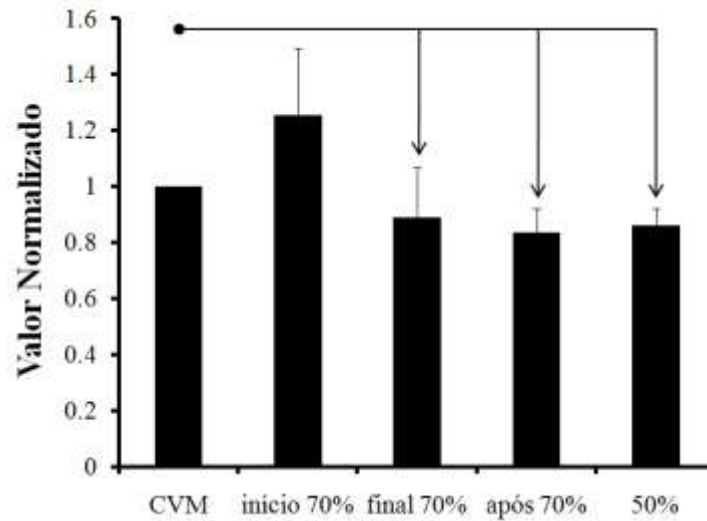


Figura 24 - Média e desvio padrão normalizados para o valor ZC do módulo do sinal de MMG para os instantes CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50%. Seta – diferença em relação ao ponto inicial ($p \leq 0,05$) – protocolo realizado com participantes hígidos.

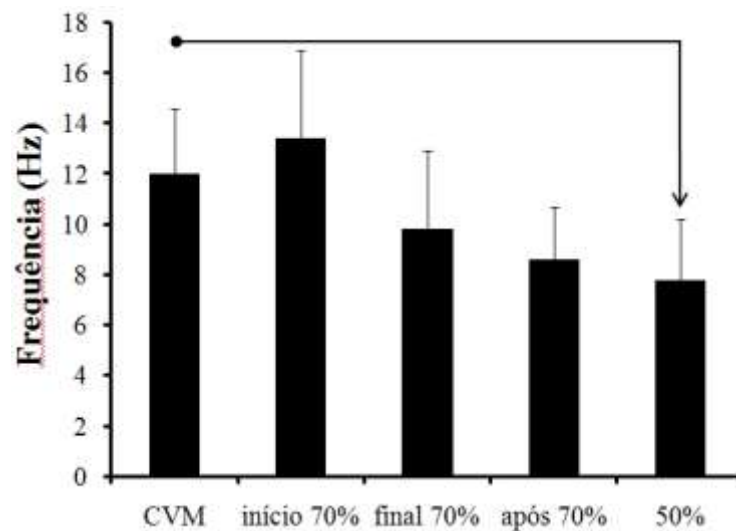


Figura 25 – Média e desvio padrão do pico de frequência do sinal MMG para os instantes CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50%. Seta – diferença em relação ao ponto inicial ($p \leq 0,05$).

Não foi observada diferença estatística para o valor RMS do sinal de MMG (Figura 26) entre os instantes analisados no estudo.

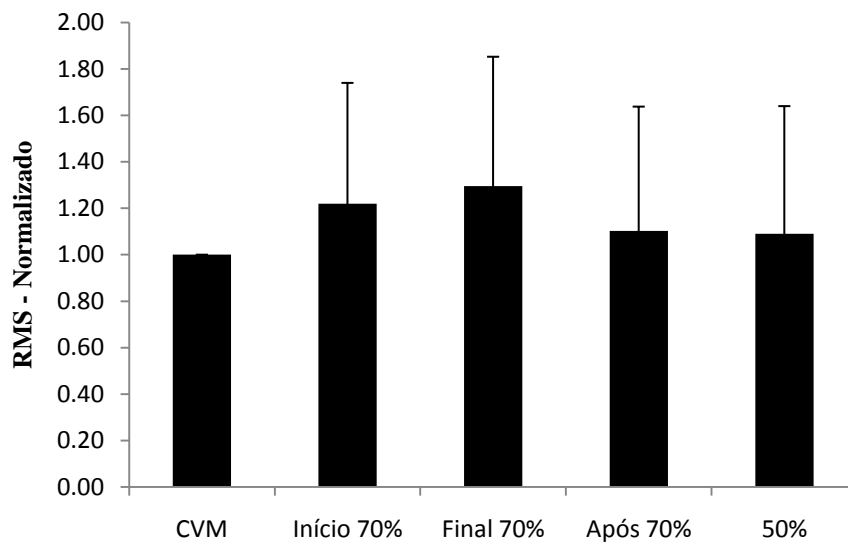


Figura 26 – Média e desvio padrão normalizados para o RMS para o sinal de MMG para os instantes CVM, início 70%, final 70%, após 70% e 50% CVM - protocolo com participantes fisicamente ativos.

4.1.2 Discussão dos Resultados

Os dados apresentados para o sinal de MMG referem-se ao módulo dos eixos X, Y e Z, uma vez que a utilização da combinação dos três eixos do acelerômetro é importante, pois: (a) os músculos não apresentam distribuição uniforme do tipo de fibras (JOHNSON *et al.*, 1973) e (b) a variação da geometria muscular pode influenciar em sua resposta de força (ZUURBIER e HUIJING, 1992).

Beck *et al.* (2005a) afirmam que o músculo RF, por ser um músculo que contém angulação das fibras²⁷, pode apresentar variação nos resultados de MMG uniaxial, por não representar o músculo em sua integralidade. Diferenças na arquitetura muscular decorrentes da angulação das fibras podem, também, influenciar na rigidez e na pressão intramuscular (BECK *et al.*, 2005a; YUNGHER *et al.*, 2011).

Outro fator que pode afetar a qualidade dos parâmetros analisados é a massa do sensor de MMG, que pode distorcer o sinal (WATAKABE *et al.*, 2003). Entretanto, o sensor utilizado no presente estudo é de pequena dimensão e reduzida massa. Isso favoreceu, teoricamente, a medição de vibrações muito pequenas dando mais confiabilidade aos dados de MMG. Por outro lado, sensores de MMG com alta sensibilidade podem medir movimentos indesejados e, eventualmente, introduzir ruídos espúrios. De fato, artefatos de movimento

²⁷ Angulação das fibras: um desvio angular entre a orientação das fibras musculares e a linha de tração do músculo.

adicionam ruído indesejado aos sinais e isso pode ser observado mesmo em sensores com acelerômetros monoaxiais (SILVA *et al.*, 2003).

Os acelerômetros triaxiais medem os artefatos de movimento em todas as dimensões, e assim, facilitam a identificação e o processamento desses artefatos. As contrações medidas neste estudo foram voluntárias; desse modo, considera-se a presença de algum ruído devido à atividade de outros músculos envolvidos na tarefa de flexão do cotovelo, além do bíceps braquial.

Como o movimento realizado no estudo foi isométrico, não foi possível controlar se houve alguma tendência de flexão, extensão e elevação de ombro. Supõe-se que a estratégia motora adotada pelos participantes para a CVM foi diferente do protocolo de fadiga a 70% da CVM. Quando os participantes receberam o comando de realizar a máxima força possível, não se concentraram somente em efetuar a flexão de cotovelo e também produziram contrações em outros grupos musculares que agem no ombro. Esse tipo de estratégia muscular pode ocorrer para gerar uma maior estabilidade articular e, ainda, propicia uma maior sensação de esforço. Porém, essa sensação não está, necessariamente, contribuindo para o incremento do torque no cotovelo. Uma vez que o músculo BB é bi-articular (MAMAGHANI *et al.*, 2002; BRAUN *et al.*, 2011; ELSER *et al.*, 2011), passando pela articulação do ombro, as UMs próximas à cabeça longa do músculo poderiam ser recrutadas durante a contração voluntária máxima, não para a flexão de cotovelo, mas como mecanismo auxiliar na estabilidade do ombro. No protocolo de fadiga, onde a força inicial foi de 70% da CVM, os participantes tiveram maior controle do movimento e, provavelmente, a intensidade de contração dos grupos musculares estabilizadores do ombro foi inferior à necessária durante a CVM. Assim, o percentual 70% da CVM pode não corresponder ao real para a situação onde o participante tem um maior controle de movimento, e desta forma, representa um percentual maior, o que seria mais condizente com os resultados do valor RMS da EMG obtidos no presente estudo.

A amplitude do sinal de MMG reflete o recrutamento das unidades motoras, enquanto a amplitude do sinal de EMG reflete tanto o recrutamento da unidade motora quanto sua frequência de disparo (EBERSOLE e MALEK, 2008). Farina *et al.* (2004) sugerem que a amplitude do sinal EMG de superfície está relacionada à rede de UMs ativas, no que diz respeito ao recrutamento e à frequência de disparo dessas UMs, e também, que a amplitude do sinal EMG poderia ser utilizada como um índice do nível de ativação eferente. Uma vez que esse tipo de ativação está relacionado ao sistema nervoso central, supõe-se que a diminuição

do valor RMS, observada no presente estudo, poderia indicar a instauração de fadiga central no decorrer do protocolo realizado.

Em relação à diminuição do valor RMS avaliada no decorrer do protocolo de fadiga (Figura 27 p.69), Beck *et al.* (2005b) observaram que a diminuição do sinal EMG pode ser explicada parcialmente pela redução da velocidade de condução do potencial de ação na fibra muscular. Porém, a diminuição apontada por Beck *et al.* (2005b) foi ocasionada por um protocolo de fadiga com contrações do músculo bíceps braquial (BB) a 100% da CVM, diferentemente do presente estudo que utilizou 70% da CVM como intensidade para o protocolo de fadiga. Em outros estudos (VAZ *et al.*, 1996b; CANDOTTI *et al.*, 2004) em que 70% da CVM foi adotada como intensidade para o protocolo de indução à fadiga, verificou-se que inicialmente houve um aumento do valor RMS do sinal EMG. Assim, o comportamento das UMs do músculo BB observado pode ter sido influenciado pela função auxiliar deste músculo (SAKURAI *et al.*, 1998; LANDIN *et al.*, 2006) como estabilizador da articulação do ombro em altos níveis de intensidade de contração muscular.

Tarata (2003) sugere que os três principais processos de vibração muscular são: (a) vibração muscular interna, ou componente intrínseco da contração muscular; (b) oscilação do sistema motor humano e (c) artefatos. Uma vez que o presente estudo utilizou contração isométrica (torques da carga e do músculo são equivalentes e comprimento total do músculo não muda (ENOKA, 2000), a qual está associada à pouca movimentação do segmento, o que foi observado visualmente durante o ensaio, a oscilação do sistema motor humano foi atenuada, permitindo assim maior fidelidade na aquisição do sinal de MMG.

A ausência de alterações significativas no valor RMS do sinal de MMG (Figura 26) durante procedimento experimental está de acordo com os resultados de Cescon *et al.* (2006) que, comparando o sinal de MMG em diferentes intensidades de contração isométrica (músculo BB, janela de 10 s para 20, 50 e 80% da CVM), verificaram que a amplitude do sinal de MMG foi similar a 50% e 80% da CVM.

Jotta *et al.* (2008) comparam o comportamento do sinal de MMG dos músculos bíceps braquial, gastrocnêmio medial e sóleo (compostos por diferentes tipos de fibras musculares) em diferentes percentuais de CVM (20%, 40%, 60% e 80%) e verificaram que o valor RMS e FM do sinal de MMG apresentaram um padrão de comportamento diferente para cada músculo, o qual relacionaram com o tipo de fibra muscular.

Com relação ao pico de frequência do sinal de MMG (Figura 25) e, considerando que o aumento da frequência no espectro de potência está relacionado ao recrutamento de novas UMs, segundo (TARATA, 2003), supõe-se que a atenuação significativa no instante 50% em

relação ao instante CVM esteja relacionada ao desrecrutamento de UMs ativas neste período, pois no instante 50% o músculo já estava em processo de fadiga.

Embora não tenha sido observada diferença estatística entre os instantes CVM e início 70% (Figura 25 p.64), em uma inspeção visual, o valor da CVM (intensidade de contração associada à contração tetânica completa, segundo ENOKA, 2000) é inferior ao início 70% (intensidade de contração associada à contração tetânica incompleta, de acordo com ENOKA, 2000). Prováveis explicações seriam as hipóteses de que a vibração muscular é causada pela força de flutuação de contrações tetânicas incompletas, que possuem maior vibração que as contrações tetânicas completas relacionadas à CVM, conforme afirmam Vaz *et al.* (1996a). Segundo Esposito *et al.* (1998), a redução do valor RMS do sinal de MMG está relacionada: (a) ao aumento do recrutamento das UMs chegando à tetania completa no início da contração e (b) à redução na frequência de disparo devido à fadiga muscular. Esses autores estão concordando com Vaz *et al.* (1996a) quando afirmam que a tetania completa reduz as alterações dimensionais das fibras ativas, podendo reduzir a amplitude das ondas de pressão detectada pela MMG na superfície do músculo. Yoshitake e Moritani (1999) também afirmam que a redução da amplitude do sinal de MMG pode ser atribuída aos níveis elevados de contração com uma alta frequência de disparo das UMs, resultando em um estado de fusão (tetania completa) e refletindo em alterações dimensionais das fibras musculares que, nesse caso, podem ser bastante reduzidas. Yoshitake *et al.* (2002) verificaram que a amplitude do sinal de MMG foi maior quando a frequência de estimulação aumentou de 5 para 10 Hz, a qual apresentou alta correlação entre a amplitude do sinal de MMG e o gradiente de força. Esses resultados, segundo os pesquisadores, indicam que variações na amplitude do sinal de MMG estão significativamente relacionadas ao estado de fusão (tetânica completa ou incompleta) em relação às propriedades contráteis de ativação das UMs e suas frequências de ativação.

O sinal de MMG apresenta grande variabilidade na correlação linear com o torque (STOCK *et al.*, 2010). Isso impossibilita a utilização da MMG como um mecanismo equivalente ao torque e indica que a resposta do sinal de MMG não corresponde linearmente às variações de torque muscular.

No decorrer do protocolo de fadiga, observou-se que os valores de torque (Figura 22 p.63) foram 70% e 50% da CVM e como mencionado, o pico de frequência foi atenuado durante o protocolo. Os resultados de Cescon *et al.* (2006), que não utilizaram protocolo de fadiga, mostram que a frequência mediana do sinal de MMG aumentou com o incremento do percentual da CVM. Mesmo sendo intensidades similares, observa-se que os resultados referentes ao comportamento do sinal de MMG no domínio da frequência (Figura 25) diferem

de Cescon *et al.* (2006). Supõe-se que o sinal de MMG é dependente da tarefa, uma vez que o trabalho de Cescon *et al.* (2006) não foi obtido em um protocolo de fadiga, sugerindo que no domínio da frequência a especificidade da tarefa pode influenciar na resposta do sinal de MMG.

4.2 COMPORTAMENTO DO SINAL DE EMG E DE MMG DURANTE CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA

As Figuras 27 e 28 apresentam, para cada participante no decorrer do protocolo de fadiga muscular com contração voluntária isométrica, o comportamento do valor RMS dos sinais de EMG e MMG, respectivamente.

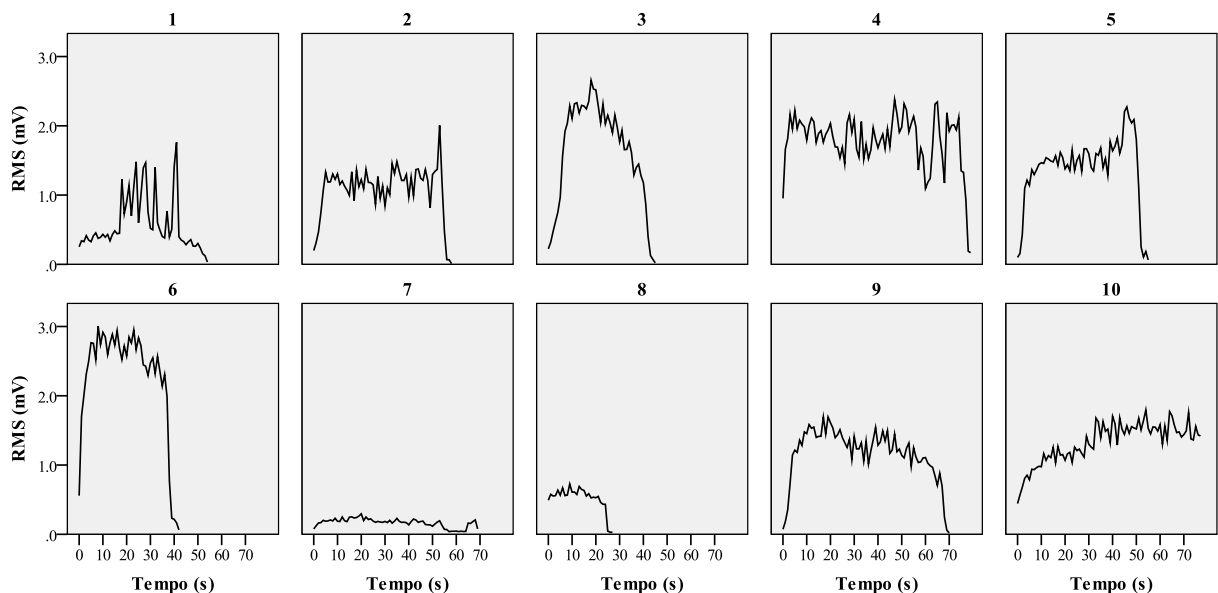


Figura 27 - Comportamento do valor RMS do sinal eletromiográfico no decorrer do protocolo de fadiga muscular com contração voluntária isométrica para os participantes hígidos 1-10.

Em cinco casos (participantes 3, 5, 6, 9 e 10) o valor RMS do sinal de EMG (Figura 27) apresentou menos picos acentuados que os demais. O traçado do sinal para os participantes 3, 6, 8 e 9 (EMG – Figura 27) e 1, 4, 5 e 7 (MMG – Figura 28) foi o que mais se aproximou dos resultados descritos pela literatura (MADELEINE *et al.*, 2001; FARINA *et al.*, 2004), que sugerem uma diminuição do valor RMS no decorrer do tempo (tanto para EMG quanto para MMG), o qual está associado à diminuição do recrutamento de unidades motoras. Além da redução do número de unidades motoras ativas, a diminuição na amplitude do sinal de MMG ao longo do tempo, em níveis máximos ou submáximos de torque, tem sido

atribuída à: (a) diminuição das oscilações laterais devido ao aumento do tempo de relaxamento das fibras musculares (ORIZIO *et al.*, 1992) e (b) diminuição da contribuição das fibras rápidas devido à fadiga (PERRY-RANA *et al.*, 2002).

O valor RMS do sinal de EMG dos participantes 7 e 8 (Figura 27) foi menor em relação aos demais participantes, provavelmente em decorrência do ganho fixo de amplificação do eletromiógrafo combinado a uma possível diferença no percentual de gordura no local de fixação dos eletrodos de EMG. A falta de controle da variável percentual de gordura caracteriza uma limitação do estudo. Porém, essa situação não inviabiliza os resultados apresentados (Figura 23 – p.63) devido à normalização de dados aplicada.

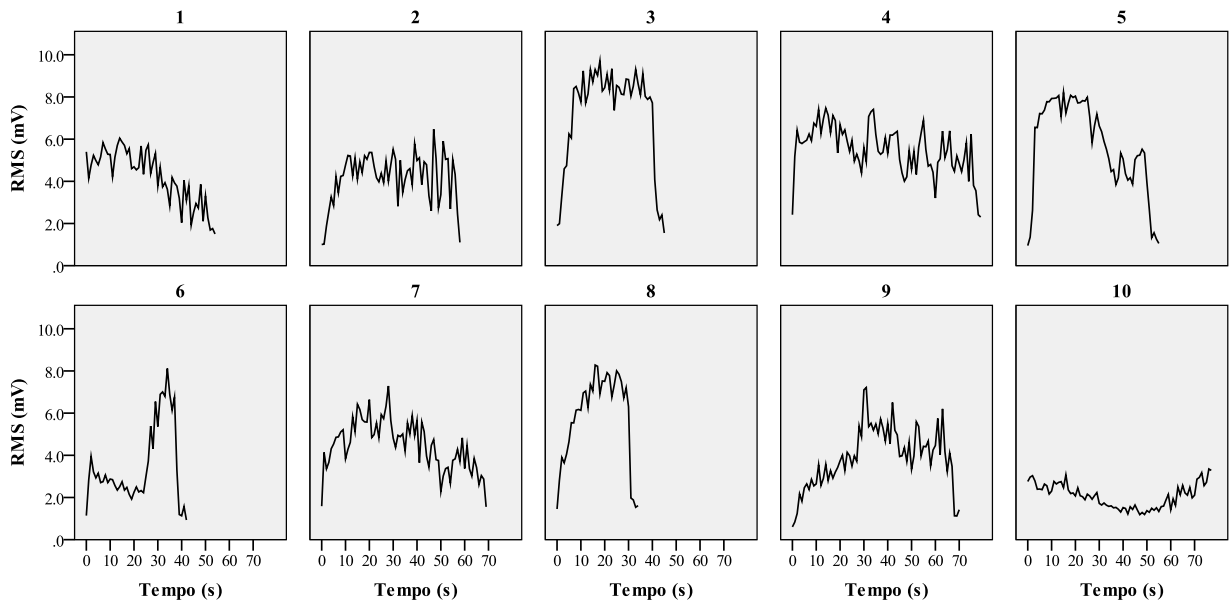


Figura 28 - Comportamento do valor RMS do sinal mecanomiográfico no decorrer do protocolo de fadiga muscular com contração voluntária isométrica para os participantes hígidos 1-10.

Polato *et al.* (2008) afirmam que o valor RMS do sinal de MMG é menos susceptível à variável dobra cutânea do músculo bíceps braquial, ao contrário da FM que apresenta uma possível influência na composição espectral do sinal. De acordo com os autores, a quantidade de tecido adiposo presente na interface transdutor-músculo age como um filtro, atenuando o comportamento do sinal de MMG no domínio da frequência. Herda *et al.* (2010) afirmam que a atenuação do sinal proveniente da gordura é constante e é indicada como um fator de ganho. Como as variações do sinal de MMG observadas por Polato *et al.* ocorreram em músculos não fatigados, presume-se que as variações da frequência do sinal de MMG observadas no

presente estudo (Figura 30) sejam, predominantemente, um reflexo de alterações fisiológicas musculares decorrentes da fadiga.

Analisando o mesmo sinal no domínio da frequência, tanto para o sinal de EMG (Figura 29) quanto para o de MMG (Figura 30), os resultados apontam para uma atenuação da frequência no decorrer do protocolo. Beck *et al.* (2005b) sugerem que a diminuição da frequência está relacionada à redução da velocidade de condução do potencial de ação na fibra muscular.

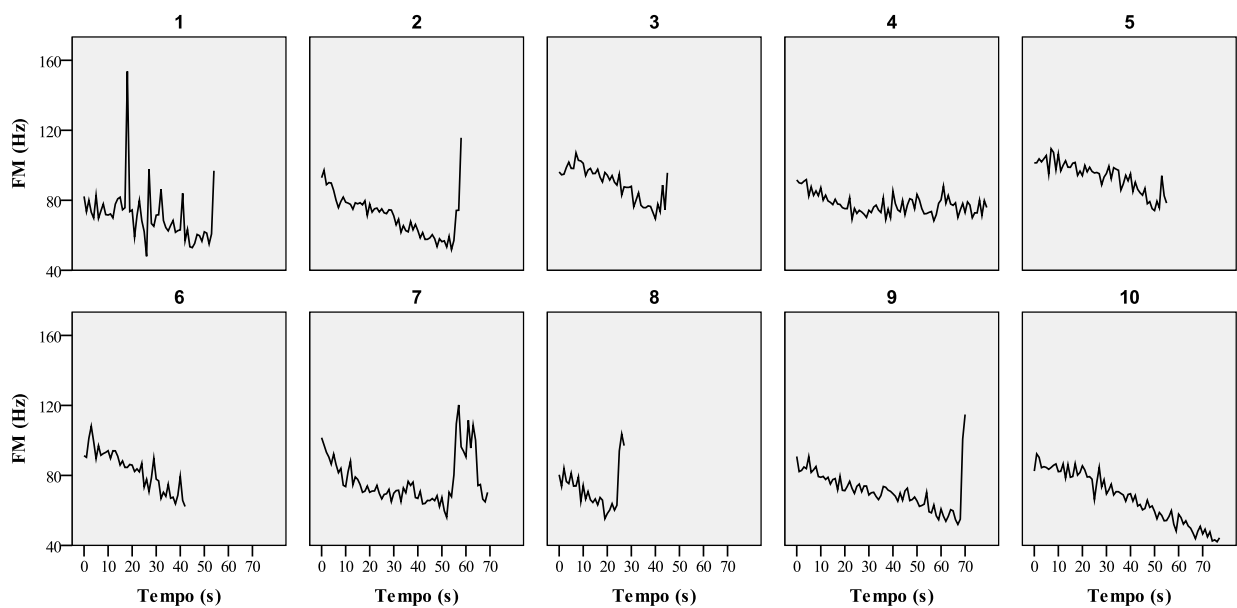


Figura 29 - Comportamento do valor FM do sinal eletromiográfico no decorrer do protocolo de fadiga muscular com contração voluntária isométrica para os participantes hígidos 1-10.

Alves *et al.* (2010) verificaram que o acelerômetro apresenta eventuais deslocamentos durante os movimentos corporais. Os resultados indicam que as características do sinal de MMG variam de acordo com 1-2 cm de deslocamento do acelerômetro. De acordo com Jaskólska *et al.* (2004) a resposta do sinal mecanomiográfico é afetada por fatores decorrentes da contração dinâmica como: (a) mudanças no comprimento das fibras musculares, (b) modificação do padrão de recrutamento de unidades motoras e (c) variações no tecido entre a pele e o músculo.

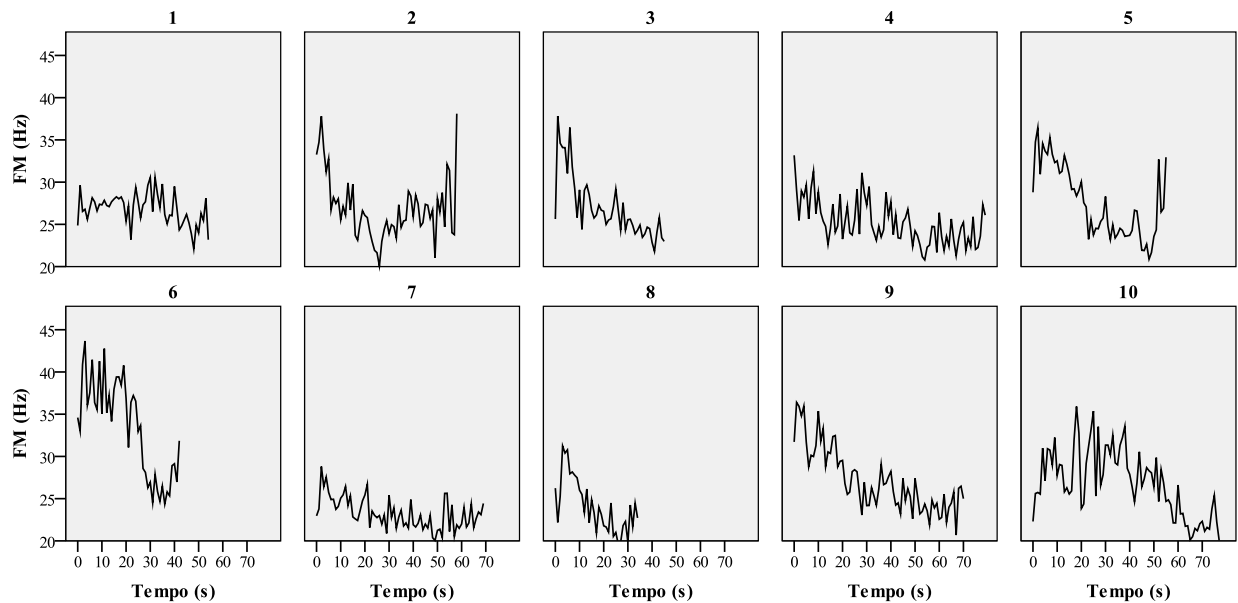


Figura 30 - Comportamento do valor FM do sinal mecanomiográfico no decorrer do protocolo de fadiga muscular com contração voluntária isométrica para os participantes hígidos 1-10.

Estes resultados induzem à questão da estacionariedade do sinal, onde variações decorrentes das contrações dinâmicas, sejam no domínio do tempo ou da frequência, conduzem a um comportamento não-estacionário do sinal de MMG (ALVES e CHAU, 2008). Quando o comportamento do sinal é não-estacionário, devem-se utilizar técnicas não-lineares. Contudo, o sinal de MMG analisado no presente estudo ocorreu na fase isométrica do movimento. Técnicas não-lineares têm sido empregadas em movimentos dinâmicos: por exemplo, a técnica de análise de componentes principais (PCA) para a ação muscular em contrações concêntricas e/ou excêntricas (BECK e VON TSCHARNER, 2009).

4.3 MECANOMIOGRAFIA E ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

Segundo o relato dos participantes com lesão medular, durante a anamnese, os fármacos utilizados continuamente foram: Retemic, Rivotril (clonazepam), Lyrica (pregabalina), Baclofen, Amitriptilina e Nitrofurantoína. Foi solicitado aos participantes com lesão medular que antes das coletas se certificassem das suas necessidades fisiológicas. Os PLM que não faziam uso do Uripem®, a micção era realizada com sonda de alívio ou de maneira autônoma. Alguns voluntários apresentaram espasticidade por reflexo de estiramento no momento em que eram posicionados na cadeira com encosto ajustável (C, E, F, G, J, K, L,

N e O). Um fisioterapeuta integrante do grupo de pesquisa do LER realizou a anamnese e a avaliação fisioterapêutica dos participantes, conforme descritas no Quadro 1.

Quadro 1 - Demografia dos voluntários com lesão medular

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	ESM		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	AF		L1	132	+	4	2	0	x	

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.

A Tabela 2 apresenta os protocolos que tiveram diferença entre as séries (S1 e S2) para os valores RMS e FM do sinal de MMG para os músculos RF e VL, tanto para participantes hígidos quando para participantes com lesão medular. Todos os valores obtidos podem ser vistos no apêndice F. A ocorrência de diferença entre os protocolos (Tabela 2) sinaliza que o intervalo de 15 min não foi o suficiente para a recuperação muscular, sugerindo que os músculos sofreram alterações metabólicas, resultando em prejuízo no desempenho dos movimentos gerados pela EENM. A fadiga modifica as condições musculares influenciando na dinâmica das pontes-cruzadas, no transiente de Ca^{+2} e altera a velocidade de produção de força (GOBBO *et al.*, 2006).

Tabela 2 – Protocolos que tiveram diferença entre as séries (S1 e S2) para os valores RMS e FM do sinal de MMG para os músculos RF e VL para participantes hígidos e com lesão medular

Grupo	Protocolo experimental	Tempo ativo (μ s)	Frequência (Hz)	Parâmetro de análise	Músculo	<i>p</i>
PHI	P1	100	50	FM	RF	0,014
	P2	100	70	RMS	RF VL	0,021 0,029
PLM	P4	200	70	RMS	RF VL	0,001 0,001
				FM	VL	0,001

PHI: participante hígido, PLM: com lesão medular, FM: frequência mediana, RMS: *root mean square*, RF: reto femoral, VL: vasto lateral

O protocolo experimental P3 (200 μ s – 50Hz) foi o único que não apresentou diferença entre os valores (RMS e FM) obtidos nas S1 e S2 para os músculos RF e VL. Por isso, pode-se inferir que o foi o protocolo que apresentou melhor desempenho, uma vez que ele foi o único em que os valores de MMG foram iguais em ambas as séries (S1 e S2). No entanto, esses dados não podem ser tomados como único critério de avaliação comparativa entre os protocolos. Não é objetivo desta pesquisa a determinação do melhor protocolo; assim, novos testes serão necessários para afirmações mais generalistas e esse respeito.

A Tabela 3 apresenta a comparação entre PHI e PLM do sinal de MMG dos parâmetros de análise (RMS e FM) dos músculos RF e VL para os protocolos aplicados (todos os valores obtidos podem ser vistos no apêndice G). Esperava-se diferença na resposta MMG devido à diferença fisiológica entre eles, como exemplo, a diminuição das concentrações de Na⁺ e K⁺-ATPase no músculo VL de PHI quando comparado ao mesmo músculo em PLM (DITOR *et al.*, 2004).

Tabela 3 - Comparação entre participantes hígido e com lesão medular nos protocolos 1, 2, 3 e 4 para os parâmetros RMS e FM do sinal de MMG com os músculos RF e VL

Protocolo experimental	Tempo ativo (μ s)	Frequência (Hz)	Parâmetro de análise	Músculo	Maior média	<i>p</i>
P1	100	50	FM	RF	PHI	0.001
			RMS	VL	PHI	0.001
P2	100	70	RMS	RF VL	PLM PLM	0.001 0.043
			FM	VL	PLM	0.001
P3	200	50	RMS	RF	PLM	0.042
P4	200	70	RMS	RF	PLM	0.032
				VL	PHI	0.016

FM: frequência mediana, RMS: *root mean square*, RF: reto femoral, VL: vasto lateral, PHI: participante hígido, PLM: participante com lesão medular

Os resultados apontam que em todos os protocolos foi observada ao menos uma diferença no sinal de MMG entre as categorias de participantes. O grupo de PLM apresentou os valores médios superiores aos PHI para os protocolos experimentais P2 (100 μ s-70Hz) e P3 (200 μ s-50Hz) e para o músculo RF no P4 (200 μ s-70Hz); já nos outros protocolos, o grupo de PHI foi o que apresentou maiores valores médios. O protocolo P2 (100 μ s-70Hz) foi o que mais apresentou diferença entre PHI e PLM, e nesse caso, a média do sinal de MMG sempre superior para o grupo de PLM.

Os grupos de PHI e PLM foram os que apresentaram maior média nos protocolos P1 (100 μ s-50Hz) e P2 (100 μ s-70Hz), respectivamente (Tabela 3). Como a frequência foi diferente entre os protocolos, uma provável explicação para os resultados poderia ser que a resposta muscular de ambos os grupos é dependente da frequência. Porém, as maiores médias dos grupos PHI e PLM nos protocolos P3 (200 μ s-50Hz) e P4 (200 μ s-70Hz) não confirmam a dependência da frequência, pelo menos para o período ativo de 200 μ s. Entretanto, os resultados atestam que a técnica de MMG pode identificar variações da oscilação muscular entre os grupos de PHI e PLM. Andersen *et al.* (1999) sugere que o tempo de imobilização muscular gera alterações na composição do tipo de fibra, havendo uma tendência de migração de fibras lentas para as fibras rápidas. Essas alterações também são apresentadas na literatura para PLM (BURNHAM *et al.*, 1997; TALMADGE *et al.*, 2002) Assim, as diferenças observadas entre os grupos (PHI e PLM) são decorrentes da maior proporção de fibras rápidas dos PLM em relação aos PHI, o que sinaliza a potencialidade de identificação de diferentes proporções de fibras musculares pela MMG.

Os resultados obtidos no presente estudo estão de acordo com Herda *et al.* (2010) que compararam o valor RMS do sinal de MMG do músculo vasto lateral de PHI com biópsia muscular e observaram que o padrão mecanomiográfico das fibras lentas é diferente das rápidas, permitindo a distinção entre os tipos de fibras.

O Quadro 2 apresenta o conjunto das figuras que representam a média e desvio padrão dos valores normalizados de MMG (RMS e FM) para o módulo dos músculos RF e VL, para PHI e PLM nos protocolos P1 (100 μ s-50Hz), P2 (100 μ s-70Hz), P3 (200 μ s-50Hz) e P4 (200 μ s-70Hz), nas 4 repetições de movimento para cada série (S1 e S2). Todos os valores apresentados nas figuras do Quadro 2 estão apresentados no Apêndice H.

Quadro 2 – Conjunto das figuras referentes aos parâmetros de análise, músculos e grupos

Figura	Parâmetro de análise		Músculo		Grupo	
	FM	RMS	RF	VL	PHI	PLM
31A	x		x		x	
31B	x		x			x
32A		x	x		x	
32B		x	x			x
33A	x			x	x	
33B	x			x		x
34A		x		x	x	
34B		x		x		x

FM: frequência mediana, RMS: *root mean square*, RF: reto femoral, VL: vasto lateral, PHI: participante hígido, PLM: participante com lesão medular

A literatura sugere (KOUZAKI *et al.*, 1999; FOWLES *et al.*, 2002; GOBBO *et al.*, 2006; MCKENNA *et al.*, 2008; LIANG *et al.*, 2010) que as características do sinal de MMG durante a fadiga muscular são modificadas, que a contração induzida por estimulação elétrica gera um aumento extracelular de potássio que despolariza a membrana celular e dificulta a propagação do potencial de ação e que contribui para a fadiga neuromuscular durante o exercício.

De acordo com as figuras apresentadas no Quadro 2, com exceção da primeira contração da segunda série da Figura 34B (p.79), todos os valores do protocolo P3 (200 μ s-50Hz) que apresentaram diferença estatística são menores que os valores dos protocolos P1, P2 e P4 (Figura 31-34). Esses resultados estão de acordo com o aumento progressivo da amplitude do valor RMS durante a instalação da fadiga muscular de (TARATA, 2003), o qual está associado ao aumento de potenciação dos potenciais de ação que ocorre devido ao aumento progressivo da sincronia entre eles.

Como o protocolo P3 (200 μ s-50Hz) foi o que gerou menos modificação do sinal de MMG durante o experimento, assumiu-se que este foi o protocolo que causou menor alteração fisiológica muscular, sugerindo assim, que esse seja o protocolo mais indicado para trabalhos futuros que necessitem de um bom desenvolvimento motor, como a marcha por meio de EENM, por exemplo.

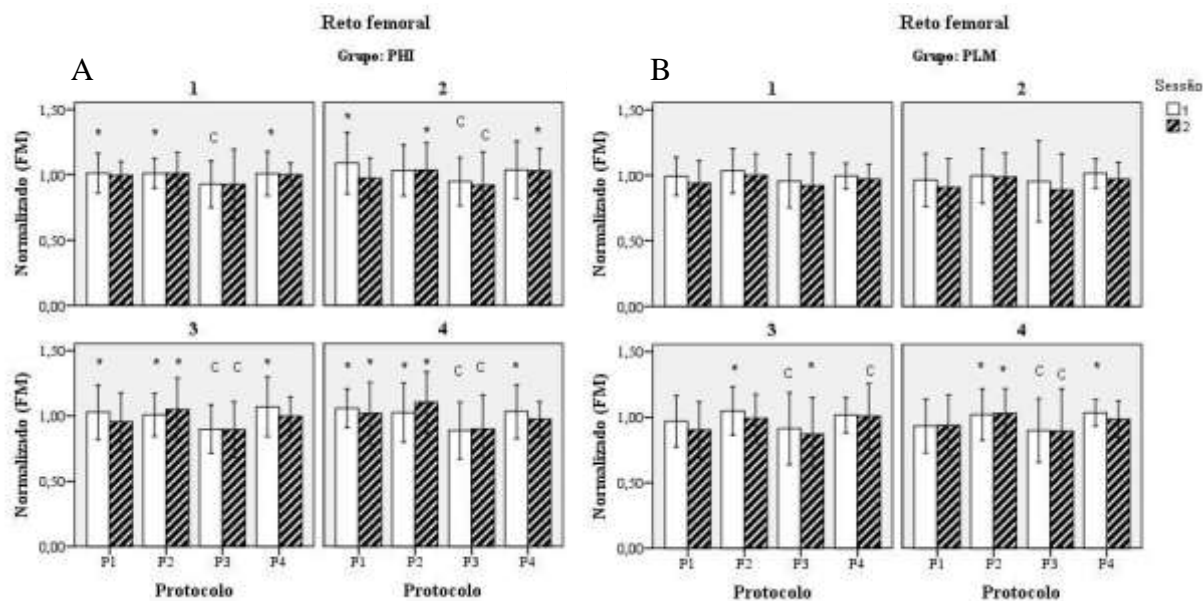


Figura 31 - Média e desvio padrão para os valores normalizados da frequência mediana do sinal mecanomiográfico para o músculo reto femoral dos participantes hígidos (A) e com lesão medular (B). As repetições: primeira, segunda, terceira e quarta estão sinalizadas numericamente acima de cada gráfico (1, 2, 3 e 4). A sessão 1 está representada pelas colunas brancas e a sessão 2 pelas colunas hachuradas. P1 (100 μ s-50Hz), P2 (100 μ s-70Hz), P3 (200 μ s-50Hz) e P4 (200 μ s-70Hz). C – protocolo que apresentou diferença em relação aos demais (controle); * – diferença em relação ao “C” controle ($p \leq 0,05$).

Chou *et al.* (2005) sugerem que a resposta de força em músculos não fatigados é similar nas frequências de *burst* de 30Hz, 50Hz e 70Hz. No presente trabalho, observou-se que o comportamento muscular durante o processo de fadiga é modificado mediante alteração dos parâmetros de EENM, e que o protocolo P3 (200 μ s-50Hz) apresentou menores valores do sinal de MMG em relação aos protocolos P2 (100 μ s-70Hz) e P4 (200 μ s-70Hz) (Figuras 28-36). Apesar de Chou *et al.* (2005) sugerirem que não há diferença na capacidade de produção de força com a variação da frequência, o comportamento do sinal de MMG durante o processo de fadiga muscular é dependente da frequência.

Kouzaki *et al.* (1999) verificaram que alterações na integral do sinal de MMG e na FM do sinal EMG, ambos para o músculo reto femoral, poderiam indicar que este músculo foi mais suscetível à fadiga que o músculo vasto lateral. Os resultados do presente estudo (Figuras 31-34) indicam que os sinais mecanomiográficos dos músculos RF e VL podem indicar a ocorrência de fadiga muscular, mas não distinguem em qual músculo foi mais acentuada. Na contração dinâmica, ocorrem alterações no comprimento muscular e isso pode ser uma limitação na análise da vibração das fibras musculares, pois a força é dependente do comprimento muscular (GORDON *et al.*, 1966) e as fibras musculares estão estritamente associadas à capacidade da produção de força muscular. Entretanto, segundo

Weir *et al.* (2000), durante contrações musculares em protocolos que induzem à fadiga muscular, observa-se que não há diferença no domínio da frequência do sinal de MMG entre músculos com diferentes comprimentos (encurtado e alongado). O resultado de Weir *et al.* (2000) oferece suporte para os protocolos com contrações dinâmicas realizados no presente estudo.

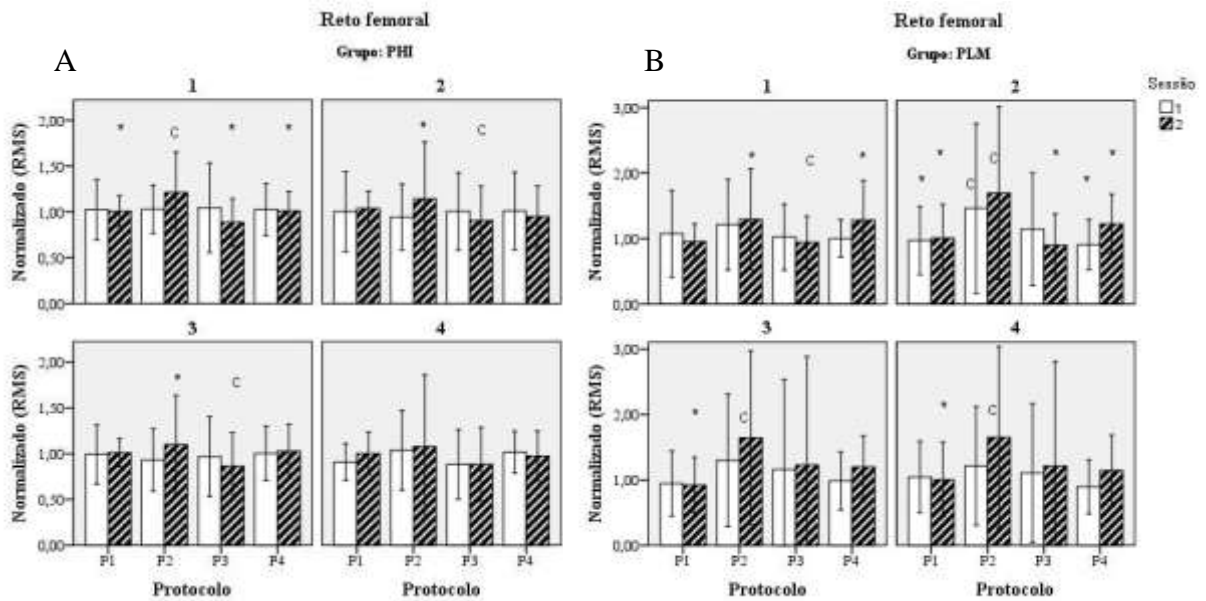


Figura 32 – Média e desvio padrão para os valores normalizados RMS do sinal mecanomiográfico para o músculo reto femoral dos participantes hígidos (A) e com lesão medular (B). As repetições: primeira, segunda, terceira e quarta estão sinalizadas numericamente acima de cada gráfico (1, 2, 3 e 4). A sessão 1 está representada pelas colunas brancas e a sessão 2 pelas colunas hachuradas. P1 (100 μ s-50Hz), P2 (100 μ s-70Hz), P3 (200 μ s-50Hz) e P4 (200 μ s-70Hz). C – protocolo que apresentou diferença em relação aos demais (controle); * – diferença em relação ao “C” controle ($p \leq 0,05$).

A resistência passiva ao alongamento de músculos ociosos devido ao repouso é tida como um importante sinal físico de distúrbios neurológicos segundo McKay *et al.* (2010). De acordo com Ward (2000), o tônus muscular é notoriamente difícil de ser quantificado em pessoas com músculos ociosos. Segundo McKay *et al.*, a utilização do sinal de MMG pode ser uma maneira fácil de se medir, clinicamente, o tônus muscular. Dessa forma, o sinal mecanomiográfico pode ser útil no monitoramento do tratamento de pacientes com distúrbios incapacitantes de tônus muscular, como por exemplo, doentes com acidente vascular cerebral, esclerose múltipla, ou doença de Parkinson (MCKAY *et al.*).

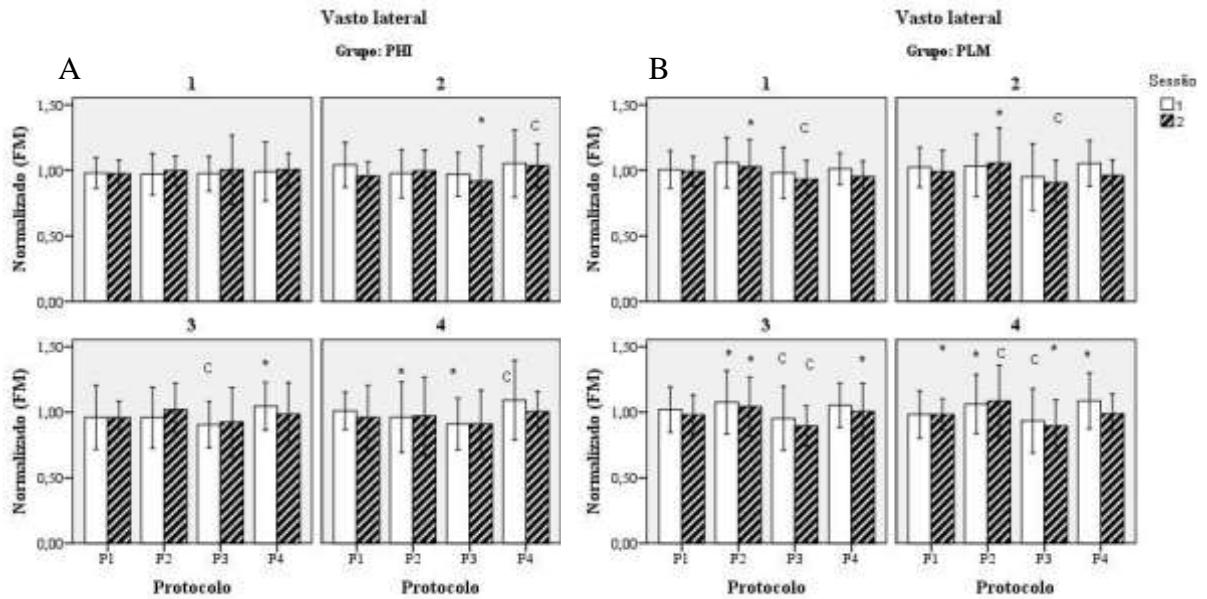


Figura 33 – Média e desvio padrão para os valores normalizados da frequência mediana do sinal mecanomiográfico para o músculo vasto lateral dos participantes hígidos (A) e com lesão medular (B). As repetições: primeira, segunda, terceira e quarta estão sinalizadas numericamente acima de cada gráfico (1, 2, 3 e 4). A sessão 1 está representada pelas colunas brancas e a sessão 2 pelas colunas hachuradas. P1 (100 μ s-50Hz), P2 (100 μ s-70Hz), P3 (200 μ s-50Hz) e P4 (200 μ s-70Hz). C – protocolo que apresentou diferença em relação aos demais (controle); * – diferença em relação ao “C” controle ($p \leq 0,05$).

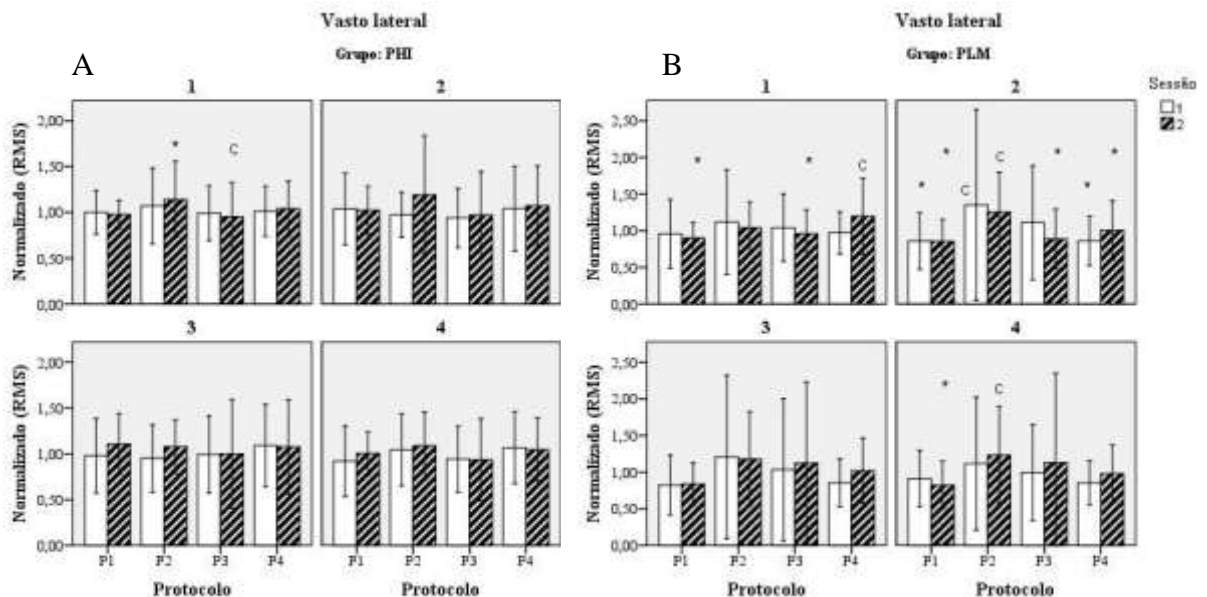


Figura 34 – Média e desvio padrão para os valores normalizados RMS do sinal mecanomiográfico para o músculo vasto lateral dos participantes hígidos (A) e com lesão medular (B). As repetições: primeira, segunda, terceira e quarta estão sinalizadas numericamente acima de cada gráfico (1, 2, 3 e 4). A sessão 1 está representada pelas colunas brancas e a sessão 2 pelas colunas hachuradas. P1 (100 μ s-50Hz), P2 (100 μ s-70Hz), P3 (200 μ s-50Hz) e P4 (200 μ s-70Hz). C – protocolo que apresentou diferença em relação aos demais (controle); * – diferença em relação ao “C” controle ($p \leq 0,05$).

Zuniga *et al.* (2010) realizaram um teste de intensidade máxima (ergométrico) e correlacionaram a FM do sinal de MMG do músculo vasto lateral com os valores de espirometria. Esse trabalho poderia estabelecer uma relação entre a MMG e a capacidade aeróbia. A relação entre os volumes de CO₂ e O₂ possibilita a definição de um valor definido como limiar de fadiga. Esses autores afirmam que não há correlação entre a FM do sinal mecanomiográfico e o limiar de fadiga. Portanto, os valores obtidos no presente estudo (Quadro 2) não podem inferir se os participantes tiveram alguma alteração metabólica decorrente do protocolo de indução à fadiga aplicado.

Stuart e Russ (1999) relatam que portadores de disfunção no sistema nervoso central, que sejam submetidos à estimulação elétrica visando à realização de algum tipo de padrão de movimento, estão sujeitos a apresentarem fadiga de baixa frequência (FBF). A FBF é definida por Edwards *et al.* (1981) como sendo um prejuízo na geração de força a baixas frequências de estimulação elétrica, com relativa preservação da força a altas frequências estimulatórias. Baptista *et al.* (2009) afirmam que uma razão importante para estudar os mecanismos de FBF está relacionada ao fato de que a fadiga é provavelmente um dos principais fatores limitantes da função muscular em pacientes com disfunções do sistema nervoso central.

A FBF é medida pela razão entre as respostas de torque obtidas mediante estimulação elétrica nas frequências de 20 e 100 Hz (CHILD *et al.*, 1995). Segundo Ratkevičius *et al.* (1998), a FBF tem uma lenta recuperação e pode levar até muitos dias para que os valores de força em baixa frequência retornem aos limiares iniciais. Blangsted *et al.* (2005) utilizaram MMG e EMG em um estudo com pessoas híidas e verificaram que: (a) ambas MMG e EMG, no domínio da frequência, não são sensíveis à ocorrência de FBF e (b) a FBF persistiu até 150 min após 10 min de contração isométrica voluntária a apenas 10% da CVM.

A medição de FBF depende da relação da resposta de torque muscular à aplicação de EENM em diferentes frequências de *burst* (20Hz e 100Hz). Portanto, não foi possível verificar a ocorrência de FBF no presente estudo, uma vez que o torque não foi medido. Uma alternativa seria substituir o torque pela magnitude da amplitude articular do joelho, quando fosse aplicada EENM em diferentes frequências. Um estudo piloto foi realizado visando a identificação de FBF em um participante com lesão medular. Foi aplicado EENM nas frequências de *burst* de 20 Hz e 100 Hz (pulsos com 100 µs de tempo ativo e 900 µs de tempo de baixa) e observou-se a extensão angular do joelho em cada perfil estimulatório aplicado. Infelizmente, não foi possível medir a variação angular com precisão e problemas técnicos inviabilizaram a continuidade deste projeto.

Os resultados da Tabela 3 mostram que houve diferença do sinal de MMG entre os grupos de PHI e PLM. Apesar de Blangsted *et al.* (2005) demonstrarem que a MMG não é sensível à FBF em PHI, sabe-se que a FBF é mais susceptível em pacientes com disfunções do sistema nervoso central (CHILD *et al.*, 1995; BAPTISTA *et al.*, 2009). Portanto, as diferenças observadas entre os grupos (Tabela 3) poderiam, também, estarem refletindo numa maior ocorrência de FBF no grupo de PLM, pois Blangsted *et al.* (2005) não compararam o sinal de MMG entre PHI e PLM.

5 CONCLUSÕES

Neste capítulo, apresentam-se as principais conclusões extraídas a partir da aplicação dos protocolos experimentais e seus resultados, assim como enumeram-se sugestões visando a continuidade e o aprofundamento da pesquisa, além de suas possíveis aplicações clínicas em reabilitação.

5.1 CONCLUSÕES

A primeira etapa do trabalho foi caracterizada pelo protocolo com contração voluntária que utilizou MMG e EMG. O sinal de MMG apresentou resultado similar ao sinal de EMG na comparação dos diferentes instantes do protocolo. Em relação ao comportamento dos sinais de MMG e EMG no domínio do tempo, a diminuição do valor RMS em ambos os sinais indica uma diminuição do recrutamento de unidades motoras. Já no domínio da frequência, a diminuição da FM em ambos os sinais indica uma diminuição da velocidade de condução do potencial de ação na fibra muscular. A eletromiografia, amplamente utilizada na literatura, representa o somatório dos potenciais de ação que chegam às unidades motoras. A similaridade dos resultados entre MMG e EMG atesta a confiabilidade da MMG na medição de alterações musculares e indica que o sinal mecanomiográfico representa o comportamento das unidades motoras por meio do somatório da vibração mecânica produzida por cada unidade motora ativa. Portanto, a utilização da MMG é indicada nas diversas situações onde a EMG se aplica, e com vantagens em dispositivos de reabilitação nos quais há dificuldades na manipulação de sinais elétricos.

A segunda fase consistiu no emprego do sinal mecanomiográfico em quatro protocolos experimentais com aplicação de EENM e a utilização de dois grupos amostrais (PHI e PLM). Por meio dos valores RMS e FM do sinal mecanomiográfico de ambos os grupos, o protocolo 3 (200 μ s – 50 Hz) foi o que provocou menores alterações musculares no decorrer do experimento; além de ter sido o único em que o grupo muscular estudado recuperou os valores iniciais após o intervalo de 15 min entre as séries 1 e 2. Portanto, o protocolo 3 é o mais indicado quando o objetivo é o desempenho motor, pois produz menores alterações fisiológicas musculares e permite a recuperação da musculatura em um curto intervalo de tempo.

Em todos os perfis de EENM aplicados, o sinal mecanomiográfico foi diferente entre os grupos. Uma vez que há alteração na proporção de fibras rápidas nos PLM em relação aos PHI, as diferenças identificadas pelo sinal mecanomiográfico podem estar relacionadas à composição de fibra na musculatura estudada.

5.2 TRABALHOS FUTUROS

No protocolo com contrações voluntárias, constatou-se que o valor do módulo do sinal de MMG do músculo BB poderia ser influenciado pelo recrutamento de outros grupos musculares do membro superior. Como trabalho futuro, sugere-se a utilização de sensores de MMG nos músculos que efetuam, como motor primário, a flexão (peitoral maior) e extensão (deltóide posterior) de ombro, bem como, o músculo trapézio superior que realiza a elevação da escápula. A comparação do sinal desses músculos, ao longo do protocolo, contribuirá na identificação de alterações na estratégia de movimento adotada pelos participantes. Por meio de relações entre os diferentes músculos será possível verificar se há interferência no sinal do músculo BB originada pela vibração dos demais músculos.

Em relação à análise de sinais para o protocolo com contrações voluntárias, sugere-se também uma comparação entre os sinais de MMG e EMG, a fim de identificar o intervalo de tempo entre o estímulo neuromuscular (EMG) e a resposta mecânica muscular (MMG). Para a comparação dos sinais será necessário medir o sinal de EMG em repouso muscular com os descritores RMS e FM. Esse valor será utilizado como limiar de repouso e os valores que forem superiores a ele indicarão a ocorrência de contração muscular. Assim, será estabelecido o instante inicial da contração por meio do sinal de EMG e será medido o intervalo de tempo entre ele e o primeiro pico do sinal de MMG.

Sabe-se que o tipo de fibra muscular está relacionado à sua velocidade de contração mediante um estímulo (CESCON e GAZZONI, 2010). O teste histológico para a verificação da composição do tipo de fibra muscular é invasivo e realizado por meio de biópsia muscular (MCKENNA *et al.*, 2008). Como pontos negativos, o pós-operatório exige o repouso de uma semana, é de um custo elevado e com pouca acessibilidade à população. Esses fatores, muitas vezes, inviabilizam a realização desse tipo de teste. A comparação entre os sinais de MMG e EMG proporcionaria a obtenção de dados indiretos do tipo de fibra muscular, por meio de teste não invasivo e de baixo custo. Esse tipo de teste poderia ser aplicado em diversas situações, desde a detecção de biotipos esportivos até a avaliação da transição de fibras

(rápidas para lentas) em programas de treinamento com EENM em PLM. Em relação ao tipo de movimento realizado para a detecção de tipos de fibra muscular, sugere-se a utilização de um dinamômetro isocinético. Pois esse tipo de equipamento possibilita a realização de movimentos em diferentes velocidades angulares (JUBEAU *et al.*, 2006), o que proporcionaria um número maior de comparações para a identificação do tipo de fibra muscular de maneira indireta.

Em relação ao protocolo de aplicação de EENM, sugere-se outra possibilidade para a investigação da composição de fibra muscular. O ensaio ocorreria com a captação síncrona do pulso estimulatório do estimulador elétrico e com o sinal de MMG. Esse sincronismo permitirá, em análise *ex post facto*, identificar o tempo de resposta mecânica muscular (sinal de MMG) em decorrência da aplicação de padrões específicos de estimulação elétrica, já que as fibras musculares podem ser identificadas pela velocidade de contração. Mantendo o mesmo método de coleta de dados, mas com o foco na investigação de alterações fisiológicas na célula muscular decorrentes da fadiga, sugere-se: a aplicação um tipo específico de EENM denominado abalo²⁸ (SHIMA *et al.*, 2006; OHTA *et al.*, 2009; 2010). O estudo utilizando abalos possibilita estabelecer o tempo de resposta ao estímulo até que a força chegue ao seu ponto máximo (pico de força) e o tempo que ela leva para retornar até 50% do pico de força (tempo de meio relaxamento). Como o tempo de meio relaxamento está associado com a velocidade de reabsorção de Ca^{+2} que, por sua vez, associa-se à ocorrência de fadiga e é medido por meio de biópsia muscular (KIMURA *et al.*, 2003; MIYAMOTO e ODA, 2005). Espera-se identificar algum padrão do sinal mecanomiográfico que possa ser associado a esse tipo de alteração intrínseca celular. Esses resultados concentram-se na detecção precoce de fadiga muscular e se aplicam nas situações em que se deseja controlar a intensidade da fadiga.

A intensidade da resposta muscular dos participantes com lesão medular, obtida no presente estudo, foi suficiente para que houvesse movimentação da articulação do quadril, mas insuficiente para suportar cargas externas. A melhora na condição muscular dos participantes possibilitaria o controle da variável força. A análise do sinal mecanomiográfico em conjunto com a resposta de força possibilitará, nos diferentes parâmetros de EENM, verificar a eficiência muscular.

Para possibilitar a aplicação de estudos com a medição da força muscular, sugere-se a realização de treinamento com EENM em participantes com lesão medular com o objetivo de fortalecimento muscular.

²⁸ Abalo: resposta de força referente a um único estímulo elétrico

O tempo de treinamento com EENM encontrado na literatura consultada variou de dois meses com três sessões semanais (GONDIN *et al.*, 2011) a 4 meses com 4 a 5 sessões semanais (JUBEAU *et al.*, 2006; MAFFIULETTI *et al.*, 2006). Em ambos os trabalhos, a amostra foi composta por PHI. Um fator limitante para a realização de protocolo de treinamento com PLM é a dificuldade da locomoção dos participantes ao local de treinamento. Nesse tipo de programa, a ausência em algumas sessões de treinamento inviabiliza a utilização dos dados obtidos em comparações pré- e pós-treinamento. Porém, após o período de treinamento, o participante com lesão está apto a realizar ensaios focando a marcha. Com a utilização de vários canais estimulatórios nos grupos musculares de extensão e flexão de quadril e joelho e com o auxílio de órteses e barras paralelas, é possível realizar testes com o participante em posição ortostática e, no transcorrer dessa fase, realizar ensaios com marcha utilizando a MMG como mecanismo de realimentação muscular para o controle do estimulador elétrico.

5.3 CONTRIBUIÇÕES DA PESQUISA

Como contribuições do presente trabalho, podem-se destacar aspectos metodológicos, tecnológicos e científicos.

A metodologia desenvolvida utilizou técnica inovadora por meio de MMG triaxial, resultando numa análise que minimiza erros de interpretação decorrentes de eventos oscilatórios significativos em outros eixos que acabam sendo desconsiderados na MMG uniaxial. Além disso, a técnica de MMG triaxial mostrou-se adequada para substituir a EMG de superfície.

Para aplicar a metodologia proposta, foi desenvolvida, no decorrer da pesquisa, instrumentação original, visando a aquisição e a análise de sinais mecanomiográficos triaxiais em diferentes aplicações, inclusive em controle de sistemas de EENM realimentados.

E tendo em vista que pessoas com LM apresentam alterações nos padrões musculares em relação aos PHI, demonstrou-se, pela primeira vez, que a MMG possibilita identificar essas diferenças.

5.4 COMENTÁRIOS FINAIS

Diversas etapas foram superadas para a concretização desta tese. O primeiro passo foi o desenvolvimento, a calibração e os testes de desempenho do sistema de instrumentação virtual de MMG triaxial (NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2008b). Em seguida, iniciou-se a coleta de dados referente ao primeiro experimento. Devido à familiaridade prévia em estudos com a EMG, tanto a MMG quanto a EMG foram utilizadas no experimento e verificou-se que a MMG apresentou resultados similares aos da EMG. Então, foi publicado o primeiro trabalho na literatura (SCHEEREN *et al.*, 2008) com membro superior, que utilizou MMG com sensor triaxial. Os resultados desta fase trouxeram perspectivas promissoras para a continuidade do projeto.

Em virtude da limitação técnica da EMG em experimentos com EENM, na fase seguinte do estudo avaliou-se o comportamento do sinal de MMG em protocolos com a aplicação de EENM. Nessa etapa, a pesquisa envolveu participantes hígidos, mas deu início ao recrutamento de portadores de LM. Apesar de terem sido visitados inúmeros locais frequentados por portadores de LM, conseguir o número necessário para a amostra foi bastante árduo.

A utilização de MMG triaxial em PHI e PLM num protocolo com EENM configura-se como inédita e os resultados obtidos nos protocolos experimentais com PHI e PLM já foram parcialmente publicados (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010a; 2010b; SCHEEREN *et al.*, 2010d). E outros artigos vêm sendo preparados para novas publicações originais.

A aplicação da EENM para evocação de movimentos funcionais, principalmente durante a marcha, requer o uso de sistemas realimentados que garantam a integridade de quem o está utilizando. Durante a evocação de movimentos funcionais via EENM, há um número elevado de sinais elétricos atuando no sistema, o que aumenta a probabilidade de ocorrência de interferências elétricas. E isso afetaria negativamente o funcionamento dos sistemas de controle. Porém, como o sinal captado pela MMG é de natureza mecânica, apresenta pouco risco de interferência elétrica.

Por fim, levando em conta os resultados obtidos nos protocolos aplicados, sua compatibilidade com a aplicação de EENM e seu baixo risco de interferência elétrica, vislumbra-se que a técnica de MMG triaxial venha a ser utilizada em breve em programas de EENM que necessitem de sistemas de realimentação que forneçam respostas precisas do comportamento muscular.

REFERÊNCIAS

- ADAM, A. e DE LUCA, C. J. Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. **Journal of Applied Physiology**, v.99, p.268-80, 2005.
- AL-ZAHRANI, E., GUNASEKARAN, C., CALLAGHAN, M., GAYDECKI, P., BENITEZ, D. e OLDHAM, J. Within-day and between-days reliability of quadriceps isometric muscle fatigue using mechanomyography on healthy subjects. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, n.4, p.695-703, 2008.
- ALVES, N. e CHAU, T. Stationarity distributions of mechanomyogram signals from isometric contractions of extrinsic hand muscles during functional grasping. **J Electromyogr Kinesiolog**, v.18, n.3, p.509-515, 2008.
- ALVES, N. e CHAU, T. Automatic detection of muscle activity from mechanomyogram signals: a comparison of amplitude and wavelet-based methods. **Physiological Measurement**, v.31, p.461-76, 2010.
- ALVES, N., SEJDIC, E., SAHOTA, B. e CHAU, T. The effect of accelerometer location on the classification of single-site forearm mechanomyograms. **Biomedical Engineering Online**, v.9, n.1, p.9-23, 2010.
- 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. **Journal of Applied Physiology**, v.86, n.2, p.455-60, 1999.
- ARIAS, M. V. B., SEVERO, M. S. e TUDURY, E. A. Trauma medular em cães e gatos: revisão da fisiopatologia e do tratamento médico. **Semina: Ci Agrárias**, v.28, n.1, p.115-34, 2007.
- 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, n.4, p.380-385, 2009.
- BARRY, D. T. Acoustic signals from frog skeletal muscle. **Biophysical Journal**, v.51, n.5, p.769-73, 1987.
- BARRY, D. T., GEIRINGER, S. R. e BALL, R. D. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. **Muscle & Nerve**, v.8, n.3, p.189-94, 1985.
- BECK, T., HOUSH, T., CRAMER, J., WEIR, J., JOHNSON, G., COBURN, J., MALEK, M. e MIELKE, M. Mechanomyographic amplitude and frequency responses during dynamic muscle actions: a comprehensive review. **Biomedical Engineering Online**, v.4, n.67, 2005a.
- BECK, T. W., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., CRAMER, J. T., WEIR, J. P., COBURN, J. W. e MALEK, M. H. Comparison of the fast fourier transform and continuous wavelet

transform for examining mechanomyographic frequency versus eccentric torque relationships. **Journal of Neuroscience Methods**, v.150, n.1, p.59-66, 2006.

- BECK, T. W., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., WEIR, J. P., CRAMER, J. T., COBURN, J. W. e MALEK, M. H. Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.15, n.2, p.190-9, 2005b.
- BECK, T. W. e VON TSCHARNER, V. Concentric and eccentric isokinetic muscle activity separated by paired pattern classification of wavelet transformed mechanomyograms. **Biomedical Signal Processing and Control**, v.4, n.2, p.94-101, 2009.
- BEDBROOK, G. M. **The care and management of spinal cord injuries**. New York: Springer. 1981. 351 p.
- BICHLER, E. e CELICHOWSKI, J. Changes in the properties of mechanomyographic signals and in the tension during the fatigue test of rat medial gastrocnemius muscle motor units. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.11, n.6, p.387-94, 2001.
- BLANGSTED, A., SJØGAARD, G., MADELEINE, P., OLSEN, H. e SØGAARD, K. Voluntary low-force contraction elicits prolonged low-frequency fatigue and changes in surface electromyography and mechanomyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.15, n.2, p.138-148, 2005.
- BLIJHAM, P. J., TER LAAK, H. J., SCHELHAAS, H. J., VAN ENGELEN, B. G. M., STEGEMAN, D. F. e ZWARTS, M. J. Relation between muscle fiber conduction velocity and fiber size in neuromuscular disorders. **Journal of Applied Physiology**, v.100, n.6, p.1837-41, 2006.
- BRAUN, S., HORAN, M. P., ELSER, F. e MILLETT, P. J. Lesions of the Biceps Pulley. **The American Journal of Sports Medicine**, v.39, n.4, p.790, 2011.
- BURNHAM, R., MARTIN, T., STEIN, R., BELL, G., MACLEAN, I. e STEADWARD, R. Skeletal muscle fibre type transformation following spinal cord injury. **Spinal Cord**, v.35, n.2, p.86-91, 1997.
- BUTTERFIELD, T. A. e HERZOG, W. Effect of altering starting length and activation timing of muscle on fiber strain and muscle damage. **Journal of Applied Physiology**, v.100, p.1489-98, 2006.
- CANDOTTI, C. T., CASTRO, F. A. S., SCHEEREN, E. M., PRESSI, A. M. S., LOSS, J. F., VAZ, M. A. e GUIMARÃES, A. C. S. EMG signal behavior in human vastus lateralis/tibialis anterior and soleus muscles during fatigue. **Brazilian Journal of Biomechanics**, v.5, n.9, p.15-9, 2004.
- CANTO, F. R. T., CANTO, R. S. T., BARAÚNA, M. A., BLOUT, M., SANTOS-NETO, P. R. S. e SANCHEZ, H. M. Lesão medular aguda. **Revista Brasileira de Medicina**, v.64, n.11, p.521-7, 2007.

- CARROLL, S. G., TRIOLO, R. J., CHIZECK, H. J., KOBETIC, R. e MARSOLAIS, E. B. Tetanic responses of electrically stimulated paralyzed muscle at varying interpulse intervals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.36, n.7, p.644-53, 1989.
- CASTRO, F. A. S., SCHEEREN, E. M., PRESSI, A. M. S., CANDOTTI, C. T., LOSS, J. F., VAZ, M. A. e GUIMARÃES, A. C. S. Comparative study of the EMG signal of human vastus lateralis and soleus muscle during fatigue and recovery. In: (Ed.), **International Biomechanics Congress**. Zurique. p.132-3, 2001.
- CASTRO, M. J., APPLE JR., D. F., STARON, R. S., CAMPOS, G. E. e DUDLEY, G. A. Influence of complete spinal cord injury on skeletal muscle within 6 mo of injury. **Journal of Applied Physiology**, v.86, n.1, p.350-8, 1999.
- CENSUS, U. S. B.: **US Dept. of Commerce, Economics and Statistics Administration, Bureau of the Census** 2010.
- CESCON, C. e GAZZONI, M. Short term bed-rest reduces conduction velocity of individual motor units in leg muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, n.5, p.860-867, 2010.
- CESCON, C., SGUAZZI, E., MERLETTI, R. e FARINA, D. Non-invasive characterization of single motor unit electromyographic and mechanomyographic activities in the biceps brachii muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.16, n.1, p.17-24, 2006.
- CHILD, R. B., BROWN, A. E., DONNELLY, J. M., SAXTON, J. M. e DAY, S. H. Effects of stimulated eccentric muscle actions at 20 and 100 Hz on indices of muscle damage in man. **Journal of Physiology**, v.483, p.129-30, 1995.
- CHOU, L. W., DING, J., WEXLER, A. S. e BINDER-MACLEOD, S. A. Predicting optimal electrical stimulation for repetitive human muscle activation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.15, n.3, p.300-309, 2005.
- CUTLIP, R. G., GERONILLA, K. B., BAKER, B. A., KASHON, M. L., MILLER, G. R. e SCHOPPER, A. W. Impact of muscle length during stretch-shortening contractions on real-time and temporal muscle performance measures in rats in vivo. v.96, p.507-16, 2004.
- DALTON, P. A. e STOKES, M. J. Acoustic myography reflects force changes during dynamic concentric and eccentric contractions of the human biceps brachii muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v.63, n.6, p.412-6, 1991.
- DARTNALL, T. J., NORDSTROM, M. A. e SEMMLER, J. G. Motor unit synchronization is increased in biceps brachii after exercise-induced damage to elbow flexor muscles. **Neurophysiology**, v.99, p.1008-19, 2008.
- DE LUCA, C. J. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. **Muscle & Nerve**, v.16, p.210-6, 1993.

- DE LUCA, C. J. e ERIM, Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. **Trends in Neurociences**, v.17, n.7, p.299-305, 1994.
- DITOR, D. S., HAMILTON, S., TARNOPOLSKY, M. A., GREEN, H. J., CRAVEN, B. C., PARISE, G. e HICKS, A. L. Na^+, K^+ -ATPase concentration and fiber type distribution after spinal cord injury: **Muscle Nerve**. 29: 38-45 p. 2004.
- DUCHATEAU, J., SEMMLER, J. G. e ENOKA, R. M. Training adaptations in the behavior of human motor units. **Journal of Applied Physiology**, v.101, n.6, p.1766-75, 2006.
- 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.
- DURAND, D. M. Electric stimulation of excitable tissue. In: J. D. Bronzino (Ed.), **The Biomedical Engineering Handbook**. Boca Raton: CRC Press LLC, p. 1-22, 2000.
- EBERSOLE, K. T. e MALEK, D. M. Fatigue and the electromechanical efficiency of the vastus medialis and vastus lateralis muscles. **J Athl Training**, v.43, n.2, p.152-6, 2008.
- EDWARDS, R. H. T., MILLS, K. R. e NEWHAM, D. J. Measurement of severity and distribution of experimental muscle tenderness. **Journal of Physiology (Lond)**, v.317, p.1P-2P, 1981.
- ELSER, F., BRAUN, S., DEWING, C. B., GIPHART, J. E. e MILLETT, P. J. Anatomy, Function, Injuries, and Treatment of the Long Head of the Biceps Brachii Tendon. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v.27, n.4, p.581-592, 2011.
- ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole. 2000. 195 p.
- ESPOSITO, F., ORIZIO, C. e VEICSTEINAS, A. Electromyogram and mechanomyogram changes in fresh and fatigued muscle during sustained contraction in men. **European Journal of Applied Physiology**, v.78, n.6, p.494-501, 1998.
- EVETOVICH, T. K., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., SMITH, D. B., EBERSOLE, K. T. e PERRY, S. R. Gender comparisons of the mechanomyographic responses to maximal concentric and eccentric isokinetic muscle actions. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.30, n.12, p.1697-702, 1998.
- EVETOVICH, T. K., HOUSH, T. J., STOUT, J. R., JOHNSON, G. O., SMITH, D. B. e EBERSOLE, K. T. Mechanomyographic responses to concentric isokinetic muscle contractions. **European Journal of Applied Physiology**, v.75, n.2, p.166-9, 1997.
- 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. **Revista brasileira de Fisioterapia**, v.13, n.5, p.422-429, 2009.
- FARIA, F. Spinal cord lesions – The rehabilitation perspective. **Portuguese Journal of Pulmonology**, v.7, n.1, 2006.

- FARINA, D., MERLETTI, R. e ENOKA, R. M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **J Appl Physiol**, v.96, p.1486-95, 2004.
- FOWLES, J. R., GREEN, H. J., TUPLING, R., O'BRIEN, S. e ROY, B. D. Human neuromuscular fatigue is associated with altered Na⁺-K⁺-ATPase activity following isometric exercise. **Journal of Applied Physiology**, v.92, n.4, p.1585-93, 2002.
- FUJITA, K., HANDA, Y., HOSHIMIYA, N. e ICHIE, M. Stimulus adjustment protocol for FES-induced standing in paraplegia using percutaneous intramuscular electrodes. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.3, n.4, p.360-366, 1995.
- FUREYA, K., CONWAY, R., O'KEEFFEA, D. e LYONS, G. M. The application of a use case/task based approach in the development of software for a portable neuromuscular stimulator device. **Journal of Biomedical Engineering**, v.29, n.7, p.729-828, 2007.
- GALVANI, L. **De viribus electricitatis in motu musculari commentarius**: Bon Sci Art Inst Acad Comm, v.7. 1791. 363-418 p.
- GOBBO, M., CÈ, E., DIEMONT, B., ESPOSITO, F. e ORIZIO, C. Torque and surface mechanomyogram parallel reduction during fatiguing stimulation in human muscles. **European Journal of Applied Physiology**, v.97, n.1, p.9-15, 2006.
- GONDIN, J., BROCCA, L., BELLINZONA, E., D'ANTONA, G., MAFFIULETTI, N. A., MIOTTI, D., PELLEGRINO, M. A. e BOTTINELLI, R. Neuromuscular electrical stimulation training induces atypical adaptations of the human skeletal muscle phenotype: a functional and proteomic analysis. **Journal of Applied Physiology**, v.110, n.2, p.433, 2011.
- GORDON, A. M., HUXLEY, A. F. e JULIAN, F. J. Tension development in highly stretched vertebrate muscle fibres. **Journal of Physiology**, v.184, p.143-169, 1966.
- GRANZIER, H. L. M., AKSTER, H. A. e TER KEURS, H. E. D. Effect of thin filament length on the force-sarcomere length relation of skeletal muscle. **American Journal of Physiology**, v.260, p.C1060-C1070, 1991.
- HENNEMAN, S. G. e CARPENTER, D. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. **Journal of Neurophysiology**, v.28, p.560-80, 1965.
- HERBERT, R. D. e GANDEVIA, S. C. Muscle activation in unilateral and bilateral efforts assessed by motor nerve and cortical stimulation. **Journal of Applied Physiology**, v.80, n.4, p.1351-56, 1996.
- HERDA, T. J., HOUSH, T. J., FRY, A. C., WEIR, J. P., SCHILLING, B. K., RYAN, E. D. e CRAMER, J. T. A noninvasive, log-transform method for fiber type discrimination using mechanomyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, n.5, p.787-794, 2010.

- HERZOG, W., GUIMARÃES, A. C. e CARTER-ERDMAN, K. A. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.23, p.1289-96, 1991.
- HORNBY, T. G., LEWEK, M. D., THOMPSON, C. K. e HEITZ, R. Repeated Maximal Volitional Effort Contractions in Human Spinal Cord Injury: Initial Torque Increases and Reduced Fatigue. **Neurorehabil Neural Repair**, v.23, n.9, p.928, 2009.
- HU, Y., MING, D., WANG, Y. Z., WONG, Y. W., WAN, B. K., LUK, K. D. K. e LEONG, J. C. Y. Three-dimensional dynamical measurement of upper limb support during paraplegic walking. In: (Ed.), **Engineering in Medicine and Biology Society: 26th Annual International Conference of the IEEE**. p.4944-47, 2004.
- HUXLEY, A. F. e NIEDERGERKE, R. Structural changes in muscle during contraction. **Nature**, v.173, p.971-3, 1954.
- HUXLEY, H. e HANSON, J. Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. **Nature**, v.173, p.973/6, 1954.
- HUXLEY, H. E. The mechanism of muscular contraction. **Science**, v.164, p.1356-66, 1969.
- HUXLEY, H. E., FARUQI, A. R., BORDAS, J., KOCH, M. H. J. e MILCH, J. R. The use of synchrotron radiation in time-resolved X-ray diffraction studies of myosin layer-line reflections during muscle contraction. **Nature**, v.284, p.140-3, 1980.
- ISAKOV, E., MISRAHI, J. e NAJENSON, T. Biomechanical and physiological evaluation of FES-activated paraplegic patients. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.23, n.3, p.9-19, 1986.
- JASKÓLSKA, A., BRZENCZEK, W., KISIEL-SAJEWICZ, K., KAWCZYSKI, A., MARUSIAK, J. e JASKÓLSKI, A. The effect of skinfold on frequency of human muscle mechanomyogram. **J Electromyogr Kinesiol**, v.14, n.2, p.217-225, 2004.
- JEFFREY, A. W., MCGREGOR, S. J., YAGGIE, J. A., BAILEY, J. J., JOHNSON, S. M., GOIN, A. M. e KELLY, S. R. Reliability of mechanomyography and triaxial accelerometry in the assessment of balance. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, p.726-31, 2010.
- JEZERNIK, S., WASSINK, R. G. V. e KELLER, T. Sliding mode closed-loop control of FES: controlling the shank movement. **IEEE transactions on biomedical engineering**, v.51, n.2, p.263-272, 2004.
- JOHNSON, M. A., POLGAR, J., WEIGHTMAN, D. e APPLETON, D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles An autopsy study. **Journal of the Neurological Sciences**, v.18, n.1, p.111-29, 1973.
- JOTTA, B., RÜHL, R., GARCIA, M., PINO, A. e SOUZA, M. Avaliação do tipo de fibra muscular através do sinal de mecanomiografia. In: (Ed.), **Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**. Salvador. 2008.

- JUBEAU, M., ZORY, R., GONDIN, J., MARTIN, A. e MAFFIULETTI, N. A. Late neural adaptations to electrostimulation resistance training of the plantar flexor muscles. **European Journal of Applied Physiology**, v.98, n.2, p.202-11, 2006.
- KAPLANIS, P. A., PATTICHIS, C. S., HADJILEONTIADIS, L. J. e ROBERTS, V. C. Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, n.1, p.157-71, 2009.
- KATZ, B. **Nerve, muscle, and synapse**. New York: McGraw-Hill. 1966. 203 p.
- KIMURA, T., HAMADA, T., UENO, L. M. e MORITANI, T. Changes in contractile properties and neuromuscular propagation evaluated by simultaneous mechanomyogram and electromyogram during experimentally induced hypothermia. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.13, n.5, p.433-40, 2003.
- KOBETIC, R., TRIOLO, R. J. e MARSOLAIS, E. B. Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.5, n.1, p.23-9, 1997.
- KOMI, P. V. e RUSKO, H. Quantitative evaluation of mechanical and electrical changes during fatigue loading of eccentric and concentric work. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v.Suppl. 3, p.121-6, 1974.
- KOUZAKI, M., SHINOHARA, M. e FUKUNAGA, T. Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v.80, n.1, p.9-15, 1999.
- KRAFT, S. D., MUDRICH, M., STAUDT, M. U., LANGE, J., DULIEU, O., WESTER, R. e WEIDEMÜLLER, M. Saturation of Cs₂ photoassociation in an optical dipole trap. **Physical Review A**, v.71, n.1, p.013417, 2005.
- KRAUS, E. S., PAREKH, R. S., OBERAI, P., LEPLEY, D., SEGEV, D. L., BAGNASCO, S., COLLINS, V., LEFFELL, M., LUCAS, D., RABB, H., RACUSEN, L. C., SINGER, A. L., STEWART, Z. A., WARREN, D. S., ZACHARY, A. A., HAAS, M. e MONTGOMERY, R. A. Subclinical rejection in stable positive crossmatch kidney transplant patients: incidence and correlations. **Am J Transplant**, v.9, n.8, p.1826-34, Aug, 2009.
- 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, 2010a.
- 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, 2010b.

- LANDIN, D., MYERS, J., THOMPSON, M., CASTLE, R. e PORTER, J. The role of the biceps brachii in shoulder elevation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.18, n.2, p.270-275, 2006.
- LANGZAM, E., NEMIROVSKY, Y., ISAKOV, E. e MIZRAHI, J. Muscle enhancement using closed-loop electrical stimulation: Volitional versus induced torque. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.17, n.3, p.275-284, 2007.
- LIANG, L.-Y., CHEN, J.-J. J., WANG, Y.-L., JAKUBIEC, M., MIERZEJEWSKA, J. e PIOTRKIEWICZ, M. Changes in Spinal Motoneuron “Fastness” in Post-stroke Spastic Patients. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v.30, n.1, p.17-22, 2010.
- LINNAMO, V., BOTTAS, R. e KOMI, P. V. Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, p.293-300, 2000.
- MADELEINE, P., BAJAJ, P., SØGAARD, K. e ARENDT-NIELSEN, L. Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.11, n.2, p.113-21, 2001.
- MAFFIULETTI, N. A., ZORY, R., MIOTTI, D., PELLEGRINO, M. A., JUBEAU, M. e BOTTINELLI, R. Neuromuscular adaptations to electrostimulation resistance training. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v.85, n.2, p.167-75, 2006.
- MALEK, M. H., COBURN, J. W., YORK, R., NG, J. e RANA, S. R. Comparison of mechanomyographic sensors during incremental cycle ergometry for the quadriceps femoris. v.42, p.394-400, 2010.
- MAMAGHANI, N. K., SHIMOMURA, Y., IWANAGA, K. e KATSUURA, T. Mechanomyogram and electromyogram responses of upper limb during sustained isometric fatigue with varying shoulder and elbow postures. **Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science**, v.21, n.1, p.29-43, 2002.
- 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. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v.69, n.5, p.728-33, 1987.
- MASUDA, K., T., M., T., S., M., I. e S., K. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.9, p.39-46, 1999.
- MATSUNAGA, T., SHIMADA, Y. e SATO, K. Muscle fatigue from intermittent stimulation with low and high frequency electrical pulses. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.80, n.1, p.48-53, 1999.

- MAYNARD, 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. 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. **The Journal of Applied Research**, v.6, n.1, p.142-52, 2006.
- MCKAY, W. P., CHILIBECK, P. D., DAKU, B. L. F. e LETT, B. Quantifying the mechanical work of resting quadriceps muscle tone. **European Journal of Applied Physiology**, v.108, n.4, p.641-648, 2010.
- MCKENNA, M. J., BANGSBO, J. e RENAUD, J.-M. Muscle K⁺, Na⁺, and Cl disturbances and Na⁺-K⁺ pump inactivation: implications for fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v.104, n.1, p.288-295, January 1, 2008, 2008.
- MERTON, P. A. Voluntary strength and fatigue. **the Journal of Physiology**, v.123, n.3, p.553-64, 1954.
- MILNER-BROWN, H. S., STEIN, R. B. e YEMM, R. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. **the Journal of Physiology**, v.230, n.2, p.359-70, 1973.
- MIYAMOTO, N. e ODA, S. Effect of joint angle on mechanomyographic amplitude during unfused and fused tetani in the human biceps brachii muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v.95, n.2-3, p.221-8, 2005.
- MOLLOY, T. J., KEMP, M. W., WANG, Y. e MURRELL, G. A. C. Microarray analysis of the tendinopathic rat supraspinatus tendon: glutamate signaling and its potential role in tendon degeneration. **Journal of Applied Physiology**, v.101, p.1702-9, 2006.
- MORK, P. J. e WESTGAARD, R. H. Long-term electromyographic activity in upper trapezius and low back muscles of women with moderate physical activity. **Journal of Applied Physiology**, v.99, n.2, p.570-78, 2005.
- NIGG, B. M. e HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**: Wiley. 1999
- NOBREGA, J. A. M. e MANZANO, G. M. A review of technical and physiological aspects of F-wave studies and analysis of the data obtained in a group of diabetic patients. **Arq Neuro-Psiquiatr**, v.59, n.2A, p.192-197, 2001.
- NOGUEIRA-NETO, G. N., MÜLLER, R. W., SALLES, F. A., NOHAMA, P. e BUTTON, V. L. S. Mechanomyographic sensor. In: (Ed.), **International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technology**. Funchal. p.176-9, 2008a.
- 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, 2008b.

- NOGUEIRA-NETO, G. N., SCHEEREN, E. M., NOHAMA, P. e BUTTON, V. L. S. Triaxial mechanomyography of the biceps brachii muscle during sustained submaximal isometric contractions. In: Springer (Ed.), **World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering.** Munich: IFMBE Proceedings. p.1502-05, 2009.
- OHTA, Y., SHIMA, N. e YABE, K. In vivo behaviour of human muscle architecture and mechanomyographic response using the interpolated twitch technique. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, n.3, p.e154-e161, 2009.
- OHTA, Y., SHIMA, N. e YABE, K. The effect of summation of contraction on acceleration signals in human skeletal muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.In Press, Corrected Proof, 2010.
- 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. **European Journal of Applied Physiology**, v.80, n.4, p.276-84, 1999.
- ORIZIO, C., GOBBO, M., DIEMONT, B., ESPOSITO, F. e VEICSTEINAS, A. The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence. **European Journal of Applied Physiology**, v.90, n.3-4, p.326-36, 2003.
- ORIZIO, C., PERINI, R., DIEMONT, B. e VEICSTEINAS, A. Muscle sound and electromyogram spectrum analysis during exhausting contractions in man. **European Journal of Applied Physiology**, v.65, n.1, p.1-7, 1992.
- ORIZIO, C., PERINI, R. e VEICSTEINAS, A. Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. **European Journal of Applied Physiology**, v.58, n.5, p.528-33, 1989.
- PERLMUTTER, S. I., IWAMOTO, Y., BARKE, L. F., BAKER, J. F. e PETERSON, B. W. Relation between axon morphology in C1 spinal cord and spatial properties of medial vestibulospinal tract neurons in the cat. **Journal of Neurophysiology**, v.79, p.285-303, 1998.
- PERRY-RANA, S. R., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., BULL, A. J., BERNING, J. M. e CRAMER, J. T. MMG and EMG responses during fatiguing isokinetic muscle contractions at different velocities. **Muscle & Nerve**, v.26, n.3, p.367-73, 2002.
- PERRY-RANA, S. R., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., BULL, A. J. e CRAMER, J. T. MMG and EMG responses during 25 maximal, eccentric, isokinetic muscle actions. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.35, n.12, p.2048-54, 2003.
- PERRY, S. R., HOUSH, T. J., WEIR, J. P., JOHNSON, G. O., BULL, A. J. e EBERSOLE, K. T. Mean power frequency and amplitude of the mechanomyographic and

- electromyographic signals during incremental cycle ergometry. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.11, n.4, p.299-305, 2001.
- PETITJEAN, M., MATON, B. e FOURMENT, A. Summation of elementary phonomyograms during isometric twitches in humans. **European Journal of Applied Physiology**, v.77, n.6, p.527-35, 1998.
- POLATO, D., CARVALHO, M. C. D. e GARCIA, M. A. C. Efeitos de dois parâmetros antropométricos no comportamento do sinal mecanomiográfico em testes de força muscular. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.14, p.221-226, 2008.
- PROCIOW, P., WOLCZOWSKI, A., AMARAL, T., DIAS, O. e FILIPE, J. Identification of hand movements based on MMG and EMG signals. Proceedings of the International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing. Funchal, Madeira - Portugal: 534–539 p. 2008.
- RABISCHONG, E. Surface action potentials to torque output in paraplegics' electrically stimulated quadriceps muscle. **Medical Engineering & Physics**, v.8, p.538-547, 1996.
- RATKEVIČIUS, 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. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v.77, n.5, p.462-8, 1998.
- ROBERTSON, C. I., GAFFNEY II, D. P., CHRIN, L. R. e BERGER, C. L. Structural Rearrangements in the Active Site of Smooth-Muscle Myosin. **Biophysical Journal**, v.89, p.1882-92, 2005.
- SAKURAI, G., OZAKI, J., TOMITA, Y., NISHIMOTO, K. e TAMAI, S. Electromyographic analysis of shoulder joint function of the biceps brachii muscle during isometric contraction. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.354, p.123-131, 1998.
- SARAH. Lesão Medular: Principais Causas de Lesão Medular Traumática: disponível em: http://www.sarah.br/paginas/doencas/po/p_08_lesao_medular.htm p. 2010.
- SCHEEREN, E. M., KRUEGER-BECK, E., NOGUEIRA-NETO, G. N., BUTTON, V. L. S. e NOHAMA, P. Mechanomyography identification of wrist antagonist contraction movements. In: (Ed.), **Ninth international symposium - Computer methods in biomechanics & Biomedical engineering**. Valencia. 2010a.
- SCHEEREN, E. M., KRUEGER-BECK, E., NOGUEIRA-NETO, G. N., BUTTON, V. L. S. e NOHAMA, P. Mechanomyography response of wrist antagonist movements. In: I. B. A. B. C.-. Proceedings (Ed.), **ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010**. Vitória. p.250-5, 2010b.
- SCHEEREN, E. M., KRUEGER-BECK, E., NOGUEIRA-NETO, G. N., NOHAMA, P. e BUTTON, V. Wrist Movement Characterization by Mechanomyography Technique. **J Med Biol Eng**, v.30, n.6, p.373 - 380, 2010c.

- SCHEEREN, E. M., NOGUEIRA-NETO, G. N., BUTTON, V. L. S. e NOHAMA, P. Variação da atividade eletromiográfica e mecanomiográfica do músculo bíceps braquial em exercícios resistidos. In: (Ed.), **Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**. Salvador. 2008.
- SCHEEREN, E. M., NOGUEIRA-NETO, G. N., KRUEGER-BECK, E., BUTTON, V. L. S. e NOHAMA, P. Investigation of muscle behavior during different functional electrical stimulation profiles using mechanomyography. In: (Ed.), **32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS**. Buenos Aires. p.3970-3, 2010d.
- SCHEEREN, E. M. e VAZ, M. A. Fadiga de baixa frequência em contrações concêntricas e excêntricas. In: (Ed.), **X Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Ouro Preto. p.405-8, 2003.
- SEMMLER, J. G., TUCKER, K. J., ALLEN, T. J. e PROSKE, U. Eccentric exercise increases EMG amplitude and force fluctuations during submaximal contractions of elbow flexor muscles. **Journal of Applied Physiology**, v.103, n.3, p.979-89, 2007.
- SHIA, J., ZHENG, Y. P., CHEN, X. e HUANG, Q. H. Assessment of muscle fatigue using sonomyography: Muscle thickness change detected from ultrasound images. **Journal of Biomedical Engineering**, v.29, n.4, p.413-530, 2007.
- SHIMA, N., RICE, C., OTA, Y. e YABE, K. The effect of postactivation potentiation on the mechanomyogram. **European Journal of Applied Physiology**, v.96, n.1, p.17-23, 2006.
- SHINOHARA, M., KOUZAKI, M., YOSHIHISA, T. e FUKUNAGA, T. Mechanomyogram from the different heads of the quadriceps muscle during incremental knee extension. **European Journal of Applied Physiology**, v.78, n.4, p.289-95, 1998.
- SILVA, J., CHAU, T., NAUMANN, S. e HEIM, W. Systematic characterisation of silicon-embedded accelerometers for mechanomyography. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.41, n.3, p.290-5, 2003.
- SKELLY, M. M. e CHIZECH, H. J. Real-Time Gait Event Detection for Paraplegic FES Walking. **IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v.9, n.1, p.59-68, 2001.
- SMITH, D. B., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., EVETOVICH, T. K., EBERSOLE, K. T. e PERRY, S. R. Mechanomyographic and electromyographic responses to eccentric and concentric isokinetic muscle actions of the biceps brachii. **Muscle & nerve**, v.21, n.11, 1998.
- SODERBERG, G. L. e KNUTSON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Physical Therapy**, v.80, n.5, p.485, 2000.
- SØGAARD, K., BLANGSTED, A. K., JØRGENSEN, L. V., MADELEINE, P. e SJØGAARD, G. Evidence of long term muscle fatigue following prolonged intermittent contractions based on mechano-and electromyograms. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.13, n.5, p.441-50, 2003.

- STOCK, M. S., BECK, T. W., FREITAS, J. M. e DILLON, M. A. Linearity and reliability of the mechanomyographic amplitude versus dynamic torque relationships for the superficial quadriceps femoris muscles. **Muscle Nerve**, v.41, p.342–349, 2010.
- STUART, A. B. e RUSS, D. W. Effects of activation frequency and force on low-frequency fatigue in human skeletal muscle. **Journal of Applied Physiology**, v.86, p.1337-46, 1999.
- TABARY, J. C., TABARY, C., TARDIEU, C., TARDIEU, G. e GOLDSPINK, G. Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. **The Journal of Physiology**, v.224, p.231-244, 1972.
- TALMADGE, R., CASTRO, M., APPLE, D. e DUDLEY, G. Phenotypic adaptations in human muscle fibers 6 and 24 wk after spinal cord injury. **Journal of Applied Physiology**, v.92, n.1, p.147, 2002.
- TARATA, M. T. Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscular fatigue. **Biomedical Engineering Online**, v.2, n.1, p.3, 2003.
- VANDERTHOMMEN, M. e DUCHATEAU, J. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.35, n.4, p.180-5, 2007.
- VAZ, M. A., HERZOG, W., ZHANG, Y. T., LEONARD, T. R. e NGUYEN, H. Mechanism of electrically elicited muscle vibrations in the situ cat soleus muscle. **Muscle & Nerve**, v.19, p.774-6, 1996a.
- VAZ, M. A., ZHANG, Y. T., HERZOG, W., GUIMARAES, A. C. e MACINTOSH, B. R. The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: an electromyographic and vibromyographic study. **Electromyography and clinical neurophysiology**, v.36, n.4, p.221-30, 1996b.
- VENTURINI, D. A., DECESARO, M. N. e MARCON, S. S. Conhecendo a história e as condições de vida de indivíduos com lesão medular Rev. gaúcha enferm. 27(2). 2006. **Revista Gaúcha de Enfermagem**, v.27, n.2, p.219-29, 2006.
- WARD, A. B. Assessment of muscle tone. **Age and ageing**, v.29, n.5, p.385-6, 2000.
- WARD, A. R. e ROBERTSON, V. J. The variation in fatigue rate with frequency using kHz frequency alternating current. **Medical Engineering & Physics**, v.22, p.637-46, 2000.
- WATAKABE, M., MITA, K., AKATAKI, K. e ITO, K. Reliability of the mechanomyogram detected with an accelerometer during voluntary contractions. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.41, n.2, p.198-202, 2003.
- WEIR, J. P., AYERS, K. M., LACEFIELD, J. F. e WALSH, K. L. Mechanomyographic and electromyographic responses during fatigue in humans: influence of muscle length. **European Journal of Applied Physiology**, v.81, n.4, p.352-9, 2000.

- WESTAD, C., WESTGAARD, R. H. e DE LUCA, C. J. Motor unit recruitment and derecruitment induced by brief increase in contraction amplitude of the human trapezius muscle. v.552, n.2, p.645-56, 2003.
- WILMORE, J. H. e COSTILL, D. **Fisiologia do Esporte e do Exercício. Controle cardiovascular durante o exercício.** São Paulo: Manole. 2001
- YOSHITAKE, Y. e MORITANI, T. The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.9, n.3, p.209-17, 1999.
- YOSHITAKE, Y., SHINOHARA, M., UE, H. e MORITANI, T. Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans. **Journal of Applied Physiology**, v.93, n.5, p.1744-52, 2002.
- YOUNG, W. Secondary injury mechanisms in acute spinal cord injury. **J Emerg Med**, v.11, p.13-22, 1993.
- YUNGHER, D. A., WININGER, M. T., BARR, J., CRAELIUS, W. e THRELKELD, A. J. Surface muscle pressure as a measure of active and passive behavior of muscles during gait. **Medical Engineering & Physics**, v.33, n.4, p.464-471, 2011.
- ZAGHENI, A. L. EENM Multicanal Controlado por Computador para Aplicações em Locomoção Artificial. CPGEI, CEFET, Curitiba, 1998.
- ZHANG, Y.-T., 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. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.33, n.4, p.395-403, 1996.
- ZUNIGA, J. M., HOUSH, T. J., CAMIC, C. L., HENDRIX, C. R., SCHMIDT, R. J., MIELKE, M. e JOHNSON, G. O. A Mechanomyographic Fatigue Threshold Test for Cycling. **Int J Sports Med**, v.31, n.09, p.636-643, 2010.
- ZUURBIER, C. J. e HUIJING, P. A. Influence of muscle geometry on shortening speed of fibre, aponeurosis and muscle. **Journal of Biomechanics**, v.25, n.9, p.1017-26, 1992.

APÊNDICES

APÊNDICE A

Curva de calibração dos sensores

A mesa vibratória utilizada foi a MTS 647 Hydraulic Wedge Grip (Figura 35) 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 36) e 2A (Figura 37).



Figura 35 - Mesa vibratória MTS 647 Hydraulic Wedge Grip.

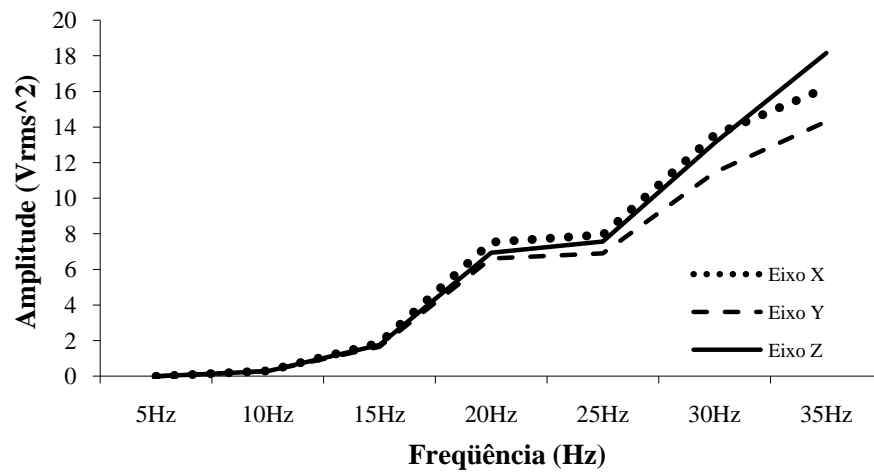


Figura 36 - Média dos sensores 3, 5 e 7 com o amplificador 1A.

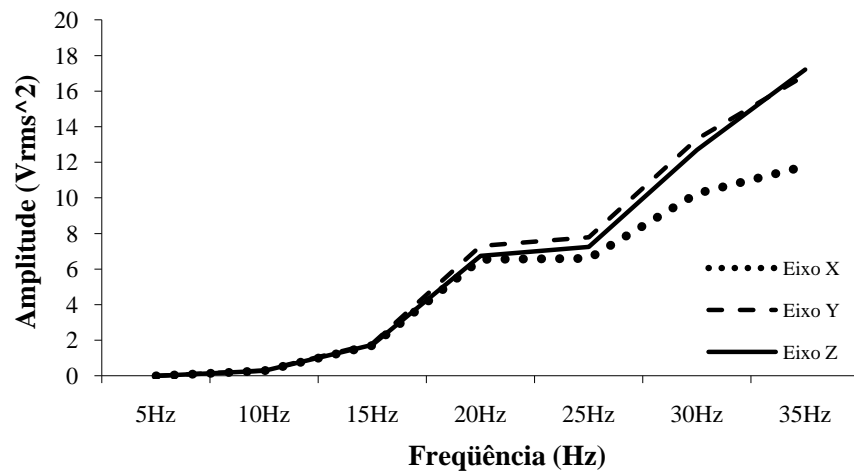


Figura 37 - Média dos sensores 3, 5 e 7 com o amplificador 2A.

APÊNDICE B

Curva de calibração do eletrogoniômetro

O eletrogoniômetro desenvolvido pelo LER foi calibrado (Figura 38) tendo como referência um eletrogoniômetro (EMG System) comercial.

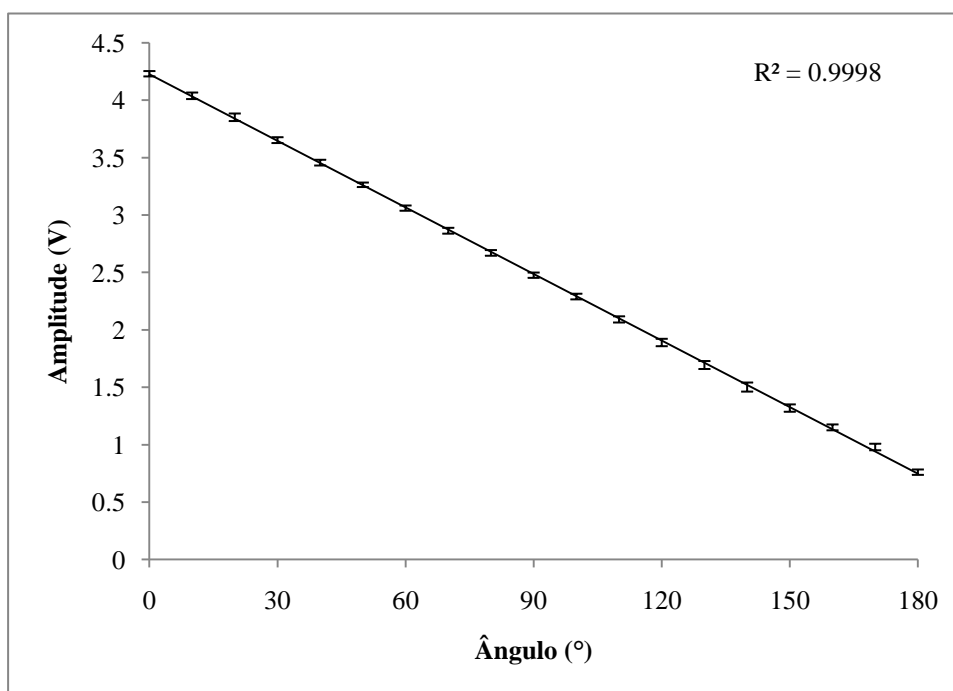


Figura 38 - Curva de calibração do eletrogoniômetro com média e desvio padrão e linha de regressão.

APÊNDICE C

Curva de calibração das placas do estimulador elétrico (Ariana 16)

As placas 7A, 7B, 8A e 8B do estimulador elétrico Ariana 16 (Figura 39) foram calibradas no LER (Figura 39) com o auxílio de um osciloscópio (Tektronix TDS 1002B).



Figura 39 - Placas do Ariana e osciloscópio.

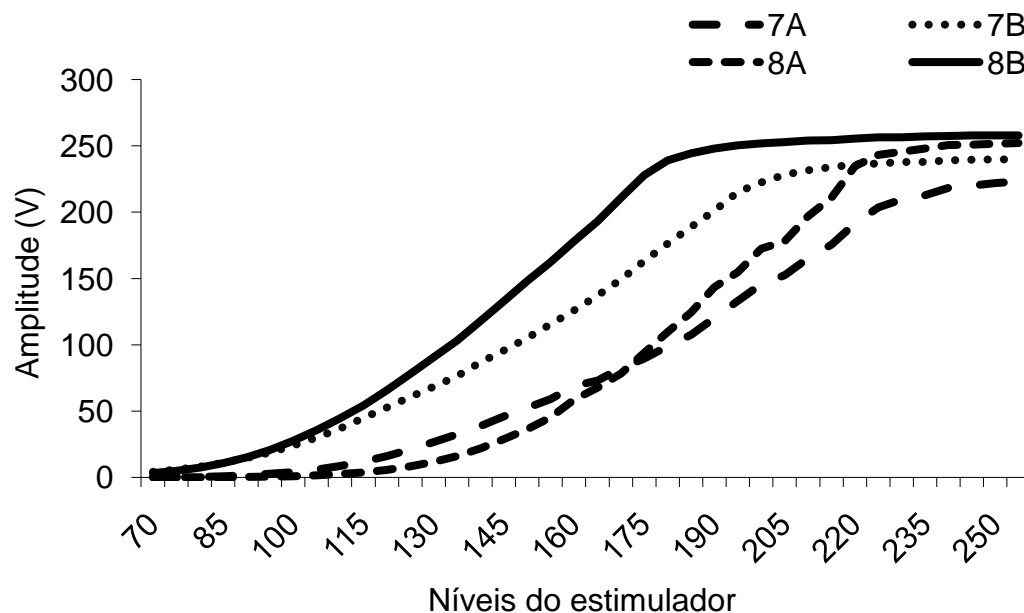


Figura 40 - Curva de calibração das placas 7A, 7B, 8A e 8B.

APÊNDICE D

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.

APÊNDICE E

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.

APÊNDICE F

Média, desvio padrão e índice de significância (*p*) para o teste t entre as séries 1 e 2 para os valores RMS e FM do sinal de MMG dos músculos RF e VL, para PHI e PLM

Grupo	Musc	Par	S	Protocolo experimental							
				P1		P2		P3		P4	
PHI	RF	FM	1	,987 ± ,187	,014	1,051 ± ,213	,226	,910 ± ,247	,860	1,001 ± ,206	,110
			2	,982 ± ,333		,985 ± ,353		,976 ± ,432		1,014 ± ,139	
		RMS	1	1,014 ± ,187	,359	1,133 ± ,603	,021	,886 ± ,350	,086	,991 ± ,312	,542
			2	,998 ± ,176		,966 ± ,213		,939 ± ,171		1,046 ± ,281	
	VL	FM	1	,963 ± ,154	,101	,997 ± ,203	,260	,940 ± ,262	,991	1,009 ± ,246	,188
			2	,984 ± ,360		1,009 ± ,360		,967 ± ,351		1,052 ± ,175	
		RMS	1	1,029 ± ,256	,269	1,124 ± ,448	,029	,965 ± ,473	,983	1,058 ± ,397	,907
			2	,964 ± ,188		1,025 ± ,189		,931 ± ,259		1,015 ± ,404	
PLM	RF	FM	1	,922 ± ,210	,103	1,002 ± ,179	,335	,894 ± ,280	,292	,984 ± ,112	,094
			2	1,009 ± ,558		1,297 ± ,994		1,108 ± ,992		,947 ± ,166	
		RMS	1	,972 ± ,457	,582	1,572 ± 1,222	,057	1,071 ± 1,188	,795	1,213 ± ,386	,000
			2	1,008 ± ,162		1,059 ± ,223		,954 ± ,234		1,051 ± ,518	
	VL	FM	1	,987 ± ,136	,263	1,054 ± ,244	,864	,907 ± ,167	,074	,978 ± ,172	,001
			2	,889 ± ,411		1,198 ± 1,025		1,045 ± ,734		,885 ± ,155	
		RMS	1	,855 ± ,282	,455	1,177 ± ,564	,842	1,026 ± ,860	,849	1,050 ± ,315	,001
			2	1,047 ± ,190		1,020 ± ,178		,916 ± ,192		1,038 ± ,445	

Musc: músculo, Par: parâmetro de análise, S: série

APÊNDICE G

Média, desvio padrão e índice de significância (p) para o teste t entre os grupos PHI e PLM para os valores RMS e FM do sinal de MMG dos músculos RF e VL

Musc	Par	Grupo	Protocolo experimental											
			P1		P2		P3		P4					
RF	FM	PHI	1,017	± ,190	,001	1,035	± ,197	,212	,913	± ,219	,983	1,019	± ,176	,165
		PLM	,943	± ,200		1,014	± ,184		,913	± ,269		,999	± ,142	
	RMS	PHI	,998	± ,270	,839	1,059	± ,499	,001	,933	± ,397	,042	1,003	± ,297	,032
		PLM	,991	± ,509		1,434	± 1,120		1,090	± 1,092		1,080	± ,475	
VL	FM	PHI	,981	± ,166	,239	,982	± ,208	,001	,940	± ,218	,651	1,027	± ,214	,466
		PLM	,998	± ,150		1,056	± ,234		,931	± ,204		1,015	± ,168	
	RMS	PHI	1,007	± ,312	,001	1,067	± ,410	,043	,966	± ,412	,241	1,055	± ,400	,016
		PLM	,872	± ,352		1,188	± ,826		1,036	± ,798		,968	± ,394	

Musc: músculo, Par: parâmetro de análise

APÊNDICE H
Média e desvio padrão dos valores dos protocolos de EENM

Amostra	Padrão de EENM	Série	RF (MF)				RF (RMS)				VL (MF)				VL (RMS)				
			Repetição				Repetição				Repetição				Repetição				
			1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	
PHI	100µs-50Hz	1	Média	1,0126	1,0901	1,0282	1,0578	1,0249	1,0035	,9909	,9092	,9799	1,0424	,9604	1,0101	1,0001	1,0366	,9790	,9212
			Desvio padrão	,15162	,23660	,20836	,14853	,32728	,44008	,32335	,20202	,11685	,17117	,24417	,14226	,23876	,39119	,40801	,38526
		2	Média	,9964	,9740	,9556	1,0206	1,0083	1,0372	1,0093	1,0017	,9744	,9585	,9586	,9604	,9785	1,0245	1,1062	1,0064
			Desvio padrão	,10459	,15596	,22176	,23754	,16748	,19155	,15246	,23327	,10454	,10799	,12539	,24339	,15408	,26241	,33092	,23882
	100µs-70Hz	1	Média	1,0112	1,0354	1,0077	1,0251	1,0297	,9449	,9306	1,0362	,9703	,9754	,9588	,9612	1,0696	,9712	,9508	1,0440
			Desvio padrão	,11481	,19548	,16416	,22592	,26420	,35849	,33910	,43460	,15725	,18410	,23408	,26983	,41595	,24706	,36747	,39085
		2	Média	1,0108	1,0377	1,0489	1,1051	1,2130	1,1422	1,0989	1,0778	,9987	,9961	1,0201	,9720	1,1400	1,1910	1,0783	1,0879
			Desvio padrão	,15944	,20743	,24178	,23386	,44016	,62144	,53740	,78218	,11209	,16035	,20205	,29731	,41742	,64635	,29321	,37016
	200µs-50Hz	1	Média	,9279	,9485	,8987	,8875	1,0466	1,0070	,9685	,8822	,9748	,9684	,9047	,9097	,9915	,9383	,9946	,9424
			Desvio padrão	,17984	,18458	,18646	,21776	,48815	,42146	,43620	,38026	,13198	,16748	,17527	,19787	,29970	,32576	,42128	,35997
		2	Média	,9266	,9198	,8955	,9000	,8867	,9084	,8629	,8842	1,0052	,9187	,9243	,9107	,9540	,9704	1,0014	,9362
			Desvio padrão	,26727	,25518	,21429	,26092	,25897	,37168	,36766	,40315	,26307	,26578	,26676	,25747	,37080	,47608	,59348	,44802
200µs-70Hz	1	Média	1,0103	1,0378	1,0699	1,0327	1,0262	1,0125	1,0025	1,0166	,9911	1,0528	1,0465	1,0917	1,0113	1,0393	1,0907	1,0684	
		Desvio padrão	,16931	,22023	,22916	,20647	,28381	,42238	,29739	,22833	,22436	,25691	,18289	,30423	,27262	,46169	,44721	,39451	
	2	Média	1,0011	1,0317	,9973	,9750	1,0134	,9506	1,0265	,9738	1,0070	1,0381	,9865	1,0050	1,0394	1,0715	1,0765	1,0465	
		Desvio padrão	,08888	,17021	,14889	,13538	,21229	,33348	,29893	,27455	,12437	,16838	,23857	,15479	,30282	,43672	,51508	,34765	
PLM	100µs-50Hz	1	Média	,9915	,9644	,9679	,9327	1,0729	,9698	,9474	1,0448	1,0055	1,0245	1,0212	,9827	,9582	,8594	,8229	,9140
			Desvio padrão	,14582	,20175	,19655	,20464	,66420	,52248	,50087	,54961	,14211	,15325	,17401	,18205	,46939	,38564	,40609	,38615
		2	Média	,9398	,9081	,9030	,9371	,9541	1,0075	,9221	1,0059	,9941	,9912	,9796	,9822	,9020	,8549	,8386	,8227
			Desvio padrão	,17082	,22284	,21554	,23422	,27179	,51821	,42796	,57180	,11327	,16228	,15133	,11884	,20937	,29842	,28991	,32459
	100µs-70Hz	1	Média	1,0345	,9967	1,0481	1,0207	1,2111	1,4610	1,3006	1,2143	1,0600	1,0365	1,0755	1,0629	1,1178	1,3517	1,2082	1,1154
			Desvio padrão	,17157	,20978	,18469	,19500	,69380	1,29717	1,01420	,90666	,19175	,23832	,24278	,22633	,71758	1,30058	1,11534	,90645
		2	Média	1,0009	,9866	,9906	1,0299	1,2939	1,6951	1,6453	1,6539	1,0292	1,0557	1,0442	1,0850	1,0423	1,2529	1,1800	1,2325
			Desvio padrão	,16238	,18359	,18529	,19019	,77670	1,31857	1,32883	1,38305	,20732	,27116	,22520	,27617	,35505	,54425	,64555	,66213
	200µs-50Hz	1	Média	,9570	,9547	,9133	,8993	1,0207	1,1420	1,1616	1,1078	,9813	,9494	,9523	,9340	1,0405	1,1097	1,0361	,9954
			Desvio padrão	,20467	,30947	,27569	,24231	,50521	,86311	1,37782	1,06057	,19478	,25595	,24435	,24528	,46133	,78023	,97348	,65792
		2	Média	,9216	,8898	,8720	,8940	,9430	,8976	1,2293	1,2152	,9318	,9060	,8955	,8954	,9606	,8866	1,1253	1,1302
			Desvio padrão	,24925	,27358	,27905	,32329	,39916	,48163	1,65558	1,60012	,14555	,17096	,15250	,19993	,32425	,40866	1,10802	1,22124
200µs-70Hz	1	Média	,9944	1,0148	1,0160	1,0330	1,0016	,9055	,9856	,8971	1,0123	1,0524	1,0523	1,0880	,9708	,8609	,8537	,8549	
		Desvio padrão	,09737	,11253	,13447	,10162	,28819	,38555	,44372	,41500	,12000	,17575	,16945	,21238	,29183	,33558	,32650	,30357	
	2	Média	,9714	,9712	1,0082	,9845	1,2842	1,2228	1,1992	1,1468	,9538	,9630	1,0056	,9888	1,1979	1,0043	1,0193	,9795	
		Desvio padrão	,11421	,13020	,24840	,14210	,60414	,45653	,47434	,54077	,11701	,11624	,21534	,15173	,51863	,40310	,44574	,39067	

ANEXOS

ANEXO A

Carta de aceite do comitê de ética em pesquisa da Universidade Tuiuti do Paraná

**Universidade Tuiuti do Paraná**

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

Curitiba, 09 de maio de 2008

Of. CEP-UTP nº 00019/2008

Sr. Pesquisador

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

Prof. Dr. Eduardo Carrilho
Coordenador do CEP-UTP

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

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

ANEXO B

Carta de aceite do comitê de ética em pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.



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

PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA

Parecer Nº **0002416/08**

Protocolo CEP Nº **2829**

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

Grupo **III**
 Versão **1**

Protocolo CONEP **0563.0.084.084-08**

Pesquisador responsável **Eduardo Mendonça Scheeren**

Instituição

Objetivos

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

Comentários

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

Termo de consentimento livre e esclarecido

TCLE adequado.

Conclusões

Aprovado

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

