



Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática
Industrial

EDDY KRUEGER

DETECÇÃO DE FADIGA NEUROMUSCULAR EM PESSOAS COM
LESÃO MEDULAR COMPLETA UTILIZANDO TRANSFORMADA
WAVELET

TESE DE DOUTORADO

CURITIBA
2014

EDDY KRUEGER

**DETECÇÃO DE FADIGA NEUROMUSCULAR EM PESSOAS COM
LESÃO MEDULAR COMPLETA UTILIZANDO TRANSFORMADA
*WAVELET***

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
Co-orientadora: Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira
Nantes Button

CURITIBA
2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

K94d Krueger, Eddy
2014 Detecção de fadiga neuromuscular em pessoas com lesão medular completa utilizando transformada wavelet / Eddy Krueger.-- 2014.
83 f.: il.; 30 cm

Texto em português, com resumo em inglês.
Tese (Doutorado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2014.
Bibliografia: f. 63-75.

1. Fadiga muscular - Detecção. 2. Medula espinhal - Ferimentos e lesões. 3. Contração muscular - Técnica. 4. Processamento de sinais - Técnicas digitais. 5. Estimulação elétrica. 6. Estimulação neural. 7. Wavelets (Matemática). 8. Engenharia biomédica. 9. Engenharia elétrica - Teses. I. Nohama, Percy, orient. II. Button, Vera Lúcia da Silveira Nantes, coorient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD 22 -- 621.3

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

Título da Tese Nº. ____

Deteção de Fadiga Neuromuscular em Pessoas com Lesão Medular Completa Utilizando Transformada Wavelet

por

Eddy Krueger

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

Coorientadora: Prof.^a Dr.^a Vera Lúcia da Silveira Nantes Button

Esta tese foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau 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, às 14h00 do dia 26 de setembro de 2014. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos doutores:

Prof. Dr. Percy Nohama
(Presidente – UTFPR)

Prof. Dr. Harki Tanaka
(UFABC)

Prof.^a Dr.^a Anna Raquel Silveira Gomes
(UFPR)

Prof. Dr. Paulo Roberto Stefani Sanches
(HCPA/UFRGS)

Prof. Dr. Hugo Vieira Neto
(UTFPR)

Visto da Coordenação:

Prof. Emilio Carlos Gomes Wille, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

Dedico esta tese à memória do paratleta Jefferson Totsk por todos que ele ajudou, principalmente as pessoas com lesão medular.

Agradecimentos

À Daianny Hurin Mores por toda a paciência, carinho e amor que teve ao meu lado.

À minha mãe Nedy Lucia Pagliari e aos meus familiares, especialmente aos meus tios Nivaldo e Stella Pagliari, por todo o apoio durante o desenvolvimento dessa tese.

A Eduardo Mendonça Scheeren, Guilherme Nunes Nogueira Neto, a minha co-orientadora Vera Lúcia da Silveira Nantes Button e ao meu orientador Percy Nohama pela assistência de todos durante meu doutoramento. Ao professor Alberto Cliquet Junior, pela participação durante a qualificação de doutorado e cordialidade em ceder o seu laboratório na Universidade Estadual de Campinas para o andamento da pesquisa. À Taísa Daiana da Costa pelas correções e todos os alunos do laboratório de engenharia de reabilitação da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Agradeço ao professor Travis W. Beck por sua atenção e cortesia no ensino do uso da técnica de transformada *wavelet* de Cauchy, e ao meu amigo André Eugênio Lazzaretti pela ajuda ao implementar o algoritmo no programa MatLab.

Agradeço a todos os participantes da pesquisa que dispuseram o seu tempo livre ao incremento da ciência. À Pontifícia Universidade Católica do Paraná, em ceder parte do equipamento para a realização da pesquisa; ao Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier, por gentilmente ceder o local para os experimentos *in vivo*, e aos seus funcionários, pela cordial ajuda.

Agradeço ao apoio financeiro do CNPq, pela bolsa de doutorado, taxas de bancada e pelo fomento contemplado no projeto Universal 14/2011 (484325/2011-6).

Resumo

KRUEGER, Eddy. **Detecção de fadiga neuromuscular em pessoas com lesão medular completa utilizando transformada *wavelet***. 83 f. (tese de doutorado) Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.

Introdução: As pessoas com lesão medular (LM) podem ter seus músculos paralisados ativados por meio da estimulação elétrica funcional (FES) sobre vias neurais presentes próximas à pele. Estas estimulações elétricas são importantes para a recuperação do trofismo neuromuscular ou durante o controle de movimento por próteses neurais. No entanto, ao longo da aplicação da FES, a fadiga ocorre, diminuindo a eficiência da contração, principalmente devido à hipotrofia neuromuscular presente nessa população. A aquisição da vibração das fibras musculares como indicador de fadiga é registrada por meio da técnica de mecanomiografia (MMG), que não sofre interferências elétricas decorrentes da aplicação da FES. **Objetivo:** Caracterizar a vibração do músculo reto femoral durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em pessoas com lesão medular completa. **Método:** 24 membros (direito e esquerdo) de 15 participantes (idade: 27 ± 5 anos) do sexo masculino (A e B na *American Spinal Injury Impairment Scale*) foram selecionados. Um estimulador elétrico operando como fonte de tensão, desenvolvido especialmente para pesquisa, foi configurado com: frequência de pulso em 1 kHz (20% de ciclo de trabalho) e trem de pulsos (modulação) em 70 Hz (20% período ativo). O sinal triaxial [X (transversal), Y (longitudinal) e Z (perpendicular)] da MMG foi processado com filtro Butterworth de terceira ordem e banda passante entre 5 e 50 Hz. Previamente ao protocolo, a tensão de saída do estimulador foi incrementada (~ 3 V/s evitando-se a adaptação/habituação dos motoneurônios) até alcançar a extensão máxima eletricamente estimulada (EMEE) da articulação do joelho. Uma célula de carga foi usada para registrar a resposta de força, onde após a sua colocação, a intensidade da FES necessária para alcançar a EMEE foi aplicada e registrada pela célula de carga como 100% da força ($F_{100\%}$). Durante o protocolo de fadiga neuromuscular, a intensidade do estímulo foi incrementada durante o controle para manter a força em $F_{100\%}$. Quatro instantes (I - IV) foram selecionados entre $F_{100\%}$ e a incapacidade da FES manter a resposta de força acima de 30% ($F_{30\%}$). O sinal foi processado nos domínios temporal (energia), espectral (frequência mediana) e *wavelet* (temporal-espectral com doze bandas de frequência entre 5 e 53 Hz). Os dados extraídos foram normalizados pelo instante inicial (I) gerando unidades arbitrárias (u.a.), e testados com estatística não paramétrica. **Resultados:** A frequência mediana não apresentou significância estatística. Em relação aos eixos de deslocamento da MMG, o eixo transversal mostrou o maior número de resultados estatisticamente significantivos. A energia da vibração das fibras musculares (domínio temporal) indicou diminuição entre os instantes I (músculo fresco) e II (pré-fadiga), como também entre os instantes I e IV (fadigado) com redução significativa. O domínio *wavelet* teve como foco o eixo transversal, especialmente as bandas de frequência de 13, 16, 20, 25 e 35 Hz, por terem indicado redução significativa durante a fadiga neuromuscular; principalmente, a banda de 25 Hz, que indicou redução significativa entre o instante I (valor da mediana dos dados de 0,53 u.a.) e os demais instantes [II (0,30 u.a.), III (0,28 u.a.) e IV (0,24 u.a.)]. **Conclusão:** A fadiga neuromuscular é caracterizada pela redução da energia do sinal no eixo de deslocamento transversal (X) da vibração do músculo reto femoral, em pessoas com lesão medular completa, tanto no domínio temporal quanto principalmente no domínio *wavelet*, sendo a banda de frequência de 25 Hz a mais relevante, porque sua energia diminui com a ocorrência da fadiga neuromuscular. Estes achados abrem a possibilidade de aplicação em sistemas de

malha fechada durante procedimentos de reabilitação física utilizando FES ou no controle de próteses neurais.

Palavras-chave: fadiga neuromuscular, lesão medular, mecanomiografia, estimulação elétrica funcional, transformada wavelet.

Abstract

KRUEGER, Eddy. **Neuromuscular fatigue detection in complete spinal cord injured subjects through wavelet transform.** 83 p. (doctoral) Graduate Program in Electrical and Computer Engineering of Federal University of Technology - Paraná. Curitiba, 2014.

Introduction: People with spinal cord injury (SCI) may have the paralyzed muscles activated through functional electrical stimulation (FES) on neural pathways present below the skin. These electrical stimulations are important to restore the neuromuscular trophism or during the movement control using neural prostheses. However, prolonged FES application causes fatigue, which decreases the contraction strength, mainly due the neuromuscular hypotrophy in this population. The acquisition of myofibers' vibration is recognized by mechanomyography (MMG) system and does not suffer electrical interference from the FES system. **Objective:** To characterize the *rectus femoris* muscle vibration during electrically evoked neuromuscular fatigue protocol in complete spinal cord injury subjects. **Methods:** As sample, 24 limbs (right and left) from 15 male participants (age: 27 ± 5 y.o.) and ranked as A and B according to *American Spinal Injury Impairment Scale*) were selected. An electrical stimulator operating as voltage source, specially developed for research, was configured as: pulse frequency set to 1 kHz (20% duty cycle) and burst (modulating) frequency set to 70 Hz (20% active period). The triaxial [X (transverse), Y (longitudinal) and Z (perpendicular)] MMG signal of rectus femoris muscle was processed with a third-order 5-50 Hz bandpass Butterworth filter. A load cell was used to register the force. The stimulator output voltage was increased (~ 3 V/s to avoid motoneuron adaptation/habituation) until the maximal electrically-evoked extension (MEEE) of the knee joint. After the load cell placement, the stimuli magnitude required to reach MEEE was applied and registered by the load cell as muscular $F_{100\%}$ response. Stimuli intensity was increased during the control to keep the force in $F_{100\%}$. Four instants (I - IV) were selected from $F_{100\%}$ up to the inability to keep the FES response force above 30% ($F_{30\%}$). The signal was processed in temporal (energy), spectral (median frequency) and wavelet (temporal-spectral with twelve band frequencies between 5 and 53 Hz) domains. All data were normalized by initial instant, creating arbitrary units (a.u.), and non-parametric tests were applied. **Results:** The median frequency did not show statistical significance. Regarding the MMG axes, the transverse axis showed most statistical differences. The MMG energy (temporal domain) indicates the decrease between the instants I (unfatigued) and II (pre-fatigue), as well as instants I and IV (fatigued). The wavelet domain focused on the transverse axis, especially on 13, 16, 20, 25 and 35 Hz frequency bands, for having shown significant reduction proven during neuromuscular fatigue. In focus on 25 Hz band frequency that showed a constant decrease between instants I (median value from data de 0.53 a.u.) with subsequent instants [II (0.30 a.u.), III (0.28 a.u.) and IV (0.24 a.u.)]. **Conclusion:** Neuromuscular fatigue is characterized by energy decrease in MMG X-axis (transverse) signal of vibration on the rectus femoris muscle for complete spinal cord injured subjects, in the temporal domain but mainly in the wavelet domain. The 25 Hz is the most important band frequency because its energy decreases with neuromuscular fatigue. These findings open the possibility of application in closed-loop systems during physical rehabilitation procedures using FES or in the control of neural prostheses. **Key-words:** neuromuscular fatigue, spinal cord injury, mechanomyography, functional electrical stimulation, wavelet transform.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação de controle em malha fechada realizado para neuroprótese.....	20
Figura 2 - Sensor de MMG construído com acelerômetro triaxial.....	24
Figura 3. Feedback por meio da mechanomiografia	28
Figura 4 - Desenho do projeto.....	31
Figura 5 – Representação anatômica da inervação do ponto de aplicação do eletrodo ativo...	33
Figura 6 - Posicionamento, sensores e configurações durante o protocolo.....	35
Figura 7 - Protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente estimulada	36
Figura 8 - Distribuição das bandas de frequência.....	38
Figura 9 – Sinal de MMG.....	39
Figura 10 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> dos sinais de força e tensão elétrica.....	44
Figura 11 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da Energia_NORM.....	45
Figura 12 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da frequência mediana.....	46
Figura 13 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 5 Hz.....	47
Figura 14 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 7 Hz.....	48
Figura 15 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 10 Hz.....	48
Figura 16 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 13 Hz.....	49
Figura 17 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 16 Hz.....	49
Figura 18 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 20 Hz.....	50
Figura 19 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 25 Hz.....	50
Figura 20 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 30 Hz.....	51
Figura 21 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 35 Hz.....	51
Figura 22 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 40 Hz.....	52
Figura 23 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 47 Hz.....	52
Figura 24 - Gráfico tipo <i>boxplot</i> da MMG_NORM para a banda de frequência de 53 Hz.....	53
Figura 25 - Representação da vibração muscular durante a fadiga neuromuscular	57
Figura 26 – Regressão polinomial da redução dos valores da banda de frequência de 25 Hz.....	58
Figura 27 - Curva de calibração de tensão	81
Figura 28 - Mesa vibratória MTS 647 Hydraulic Wedge Grip	82
Figura 29 - Curva de calibração para os sensores de MMG utilizados.	83

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Relação de portadores de deficiência motora municipal, estadual e nacional	14
Tabela 2 - Causas da lesão medular	15
Tabela 3 - Demografia dos participantes	31
Tabela 4 – Força e intensidade da FES necessária para o controle do músculo quadríceps. ...	43
Tabela 5 – Percentual de participantes que tiveram a banda de frequência de 10 Hz como pico de energia durante o protocolo de fadiga neuromuscular	54

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
1.1	MOTIVAÇÃO.....	14
1.2	OBJETIVOS.....	17
1.2.1	Objetivo geral.....	17
1.2.2	Objetivos específicos.....	17
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1	CONTROLE MOTOR FISIOLÓGICO.....	18
2.2	REABILITAÇÃO DA LESÃO MEDULAR.....	18
2.3	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL.....	19
2.3.1	Parâmetros elétricos da FES.....	20
2.3.2	Fatores relacionados à fadiga neuromuscular.....	22
2.4	MECANOMIOGRAFIA.....	23
2.4.1	Sensores.....	24
2.4.2	Métodos de análise do sinal.....	25
2.4.3	<i>Wavelet</i> de Cauchy.....	25
2.4.4	Fadiga neuromuscular na MMG.....	26
2.4.5	MMG fechando a malha de controle em neuroprótese.....	27
3	MÉTODOS.....	29
3.1	PARTICIPANTES.....	29
3.1.1	Critérios de inclusão.....	29
3.1.2	Critérios de exclusão.....	29
3.2	DESENHO DO PROJETO.....	30
3.3	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA.....	32
3.3.1	Configuração do estimulador elétrico.....	32
3.3.2	Posicionamento dos eletrodos.....	32
3.4	SENSORES.....	33
3.4.2	Sensor de mecanomiografia.....	33
3.4.3	Aquisição dos dados.....	34
3.4.4	Posicionamento dos sensores.....	34
3.5	PRÉ-PROTOCOLO.....	34
3.6	PROTOCOLO DE FADIGA NEUROMUSCULAR.....	36
3.7	PROCESSAMENTO DOS SINAIS.....	36
3.7.1	Pré-processamento.....	37
3.7.2	<i>Wavelet</i> de Cauchy.....	37
3.7.3	Atenuação do silêncio muscular.....	39
3.7.4	Estimativa do sinal do domínio temporal.....	39
3.7.5	Largura de janela de análise.....	40
3.7.6	Normalização dos sinais.....	40
3.7.7	Frequência mediana.....	41
3.8	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	41

4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	43
4.1	RESPOSTA TEMPORAL E ESPECTRAL DURANTE A FADIGA NEUROMUSCULAR	45
4.2	IDENTIFICAÇÃO DO INÍCIO DA FADIGA NEUROMUSCULAR	53
4.3	BANDAS DE FREQUÊNCIA QUE MELHOR CARACTERIZAM A FADIGA NEUROMUSCULAR	56
5	CONCLUSÕES.....	59
5.1	CONCLUSÕES	59
5.2	TRABALHOS FUTUROS	60
5.3	CONTRIBUIÇÕES DA PESQUISA	61
5.4	COMENTÁRIOS FINAIS.....	62
	REFERÊNCIAS	63
	ANEXOS	76

Lista de abreviações

CaW: transformada wavelet de Cauchy

EMD: atraso eletromecânico (*electromechanical delay*)

EMEE: extensão máxima eletricamente estimulada

EMG: eletromiografia

Energia_NORM: energia total do sinal de MMG normalizada

F_{100%}: 100% da força

F_{30%}: 30% da força

F_{65%}: 65% da força

\tilde{F} : frequência mediana

FES: estimulação elétrica funcional (*functional electrical stimulation*)

LD: limiar de despolarização

LM: lesão medular

MMG: mecanomiografia

MMG_NORM: energia de cada frequência do sinal de MMG normalizada

PA: potencial de ação

PAM: modulação por amplitude de pulso (*pulse amplitude modulation*)

PWM: modulação por largura de pulsos (*pulse width modulation*)

RF: músculo reto femoral

RMS: raiz média quadrática (*root mean square*)

SNC: sistema nervoso central

u.a.: unidades arbitrárias

1 INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

Segundo dados do IBGE descritos na Tabela 1, 6,9% da população brasileira¹ possui algum tipo de deficiência física, o que limita a acessibilidade dessas pessoas às necessidades básicas da vida diária, como exemplo, levantar-se da cama e ir para a cozinha (CENSO, 2010). A lesão medular (LM) é classificada como patologia neurológica que afeta funções motoras e sensoriais (BURT, 2004) abaixo do nível da lesão (MAYNARD *et al.*, 1997), sendo geralmente causada por acidentes automotivos, mergulho em águas rasas², violência urbana e outras etiologias como câncer ou desordens genéticas (BEDBROOK, 1981). Segundo a Rede SARAH (2010) de hospitais, foram atendidos entre os anos 2001 a 2010, 9.019 pacientes com sequela de LM traumática de diferentes etiologias, como indica a Tabela 2, sendo os acidentes no trânsito a maior causa.

Tabela 1 - Relação de portadores de deficiência motora municipal, estadual e nacional

Classificação dos habitantes		Local		
		Curitiba	Paraná	Brasil
Deficiência motora	Não consegue de modo algum ³	6736	39951	734421
	Grande dificuldade ⁴	24423	203268	3698929
	Alguma dificuldade ⁵	64176	463022	8832249
	Habitantes com deficiência motora	95335	706241	13265599
Geral	Total de habitantes	1764540	10439601	192376496
	Percentual de habitantes com deficiência motora (%)	5,4	6,8	6,9

Fonte: CENSO (2010)

Estimulação elétrica funcional (FES) é a aplicação de pulsos elétricos nas vias neuromusculares (MARSOLAIS e KOBETIC, 1987) que são aplicados em pessoas com LM (JOVIĆ *et al.*, 2011) e demais patologias que afetem o sistema motor (KESAR *et al.*, 2010), ou mesmo em pessoas hígdas⁶ (LANGZAM *et al.*, 2007) para evocar movimentos artificiais⁷

¹ 6,8% para o estado do Paraná e 5,4% para a cidade de Curitiba.

² Ocorre principalmente em águas de cor escura, devido à dificuldade de identificar o fundo.

³ Pessoa que declarou ser permanentemente incapaz, por deficiência motora, de caminhar e/ou subir escadas sem a ajuda de outra pessoa.

⁴ Pessoa que declarou ter grande dificuldade permanente de caminhar e/ou subir escadas sem a ajuda de outra pessoa, ainda que usando prótese, bengala ou aparelho auxiliar.

⁵ Pessoa que declarou ter alguma dificuldade permanente de caminhar e/ou subir escadas sem a ajuda de outra pessoa, ainda que usando prótese, bengala ou aparelho auxiliar.

⁶ Sem qualquer doença física e/ou psicológica.

ou assistidos⁸. Aplicações de FES trazem benefícios ósteo-musculares diretos, além de benefícios indiretos, destacando-se os cardiopulmonares, metabólicos e psicológicos (GALLIEN *et al.*, 1995). Quando o paciente possui paresia⁹, a FES incrementa a velocidade, a coordenação da marcha (NIGHTINGALE *et al.*, 2007) e a postura (FUJITA *et al.*, 1995; GOLLEE *et al.*, 2004).

Tabela 2 - Causas da lesão medular

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

Índices de 9019 pacientes atendidos entre os anos de 2000 e 2010 (SARAH, 2010).

Alteração dos parâmetros da FES¹⁰ durante sua aplicação pode ser realizada por terapeuta ou mesmo pelo próprio usuário, no que se denomina sistema de controle em malha aberta, onde o terapeuta/usuário fecha a malha do controle, realimentando o sistema (SHEFFLER e CHAE, 2007). O controle em malha fechada é aquele em que se executa o ajuste automático do controle por meio da realimentação de sinais fisiológicos e biomecânicos (RUSHTON, 1997; DIETZ *et al.*, 1999), como a correção da intensidade da FES com realimentação do ângulo da articular (NOGUEIRA-NETO, 2013).

A fadiga neuromuscular (ENOKA e DUCHATEAU, 2008; YU e CHANG, 2010) é um efeito indesejável que surge ao longo da aplicação da FES (YU e CHANG, 2010) dificultando, por exemplo, a implementação de neuropróteses¹¹ motoras (GUIRAUD *et al.*, 2014). Em indivíduos hígidos, a técnica de eletromiografia¹² (EMG) registra deslocamento do espectro do sinal para a esquerda (baixas frequências) durante a instalação da fadiga neuromuscular (RABISCHONG, 1996). No entanto, a aquisição de EMG é prejudicada

⁷ O estimulador elétrico controla a realização de todo o movimento.

⁸ O paciente realiza o movimento com auxílio do estimulador elétrico.

⁹ Perda parcial da motricidade.

¹⁰ Como variações de frequência ou duração de pulso.

¹¹ Ou próteses neurais, são dispositivos que substituem uma função, como a motora por meio da FES (DILorenzo e BRONZINO, 2007).

¹² Técnica que registra o biopotencial em tecido neuromuscular.

durante a aplicação da FES, que provoca interferência ou saturação do sinal eletromiográfico (SEKI *et al.*, 2003).

A técnica de mecanomiografia (MMG) mede as oscilações mecânicas dos músculos durante a contração e, por se tratar de um sinal mecânico, não é afetada diretamente pela corrente elétrica gerada durante a aplicação da FES (SEKI *et al.*, 2003; FALLER *et al.*, 2009), nem sofre interferências da própria resposta elétrica dos músculos, captada no sinal de EMG. A MMG tem sido investigada quanto ao seu potencial para monitorar a resposta muscular evocada pela FES e para fornecer informação sobre o estado de fadiga muscular, e que poderia ser aplicada aos sistemas de controle de neuropróteses (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010).

Na abertura da copa do mundo de futebol de 2014 realizada no Brasil, o pesquisador Miguel Nicolelis, líder do projeto "Andar de Novo", fez uma rápida demonstração ao público mundial com o paraplégico Juliano Pinto realizando o chute inaugural da cerimônia de abertura. O fato foi possível devido ao sistema eletromecânico (exoesqueleto) realizar o movimento por Juliano; no entanto, a vestimenta foi ativada pelo sinal eletroencefalográfico do usuário¹³. Mesmo sendo protótipo, o exoesqueleto possui alto custo e massa em torno de 65 kg. A movimentação de membros inferiores ativada, com interface pelo sinal elétrico do cérebro, pode ser executada por meio da FES (DO *et al.*, 2011) para a neuroprótese, favorecendo a remodelagem neural ao paciente (RUSHTON, 2003), além do baixo peso do sistema utilizado. Entretanto, por utilizar o membro paralisado do usuário da neuroprótese para a realização do movimento artificial, a fadiga neuromuscular é de longe a principal desvantagem na manutenção da contração em pessoas com lesão medular.

Por intermédio da revisão bibliográfica realizada, verificou-se que a FES é utilizada para a recuperação e substituição das funções musculares de pacientes acometidos por LM. No entanto, devido às alterações fisiológicas decorrentes da LM, a eficiência da aplicação da FES é atenuada pela ocorrência da fadiga neuromuscular. A resposta da fadiga neuromuscular é uma lacuna no campo da fisiologia muscular da LM, sendo essa resposta necessária para a implementação em sistemas de controle em malha fechada, para sessões de reabilitação física, bem como nas neuroproteses. Com o uso da MMG concomitantemente com a FES, sem interferência elétrica direta, busca-se minimizar a lacuna do conhecimento sobre o processo de instalação da fadiga neuromuscular em pacientes com LM, e contornar esse problema, com novas estratégias de estimulação neuromuscular (KRUEGER-BECK *et al.*, 2010). Dessa

¹³<http://g1.globo.com/ciencia-e-saude/noticia/2014/06/jovem-paraplegico-usa-exoesqueleto-chuta-bola-na-abertura-da-copa.html>

forma, a caracterização da fadiga neuromuscular em pessoas com lesão medular completa é uma grande lacuna que permanece dificultando o desenvolvimento de sistemas de controle em malha fechada durante a estimulação elétrica. O desenvolvimento desta pesquisa buscou reduzir essa lacuna por meio da determinação de parâmetros vibracionais extraídos dos domínios temporal, espectral e *wavelet* para aplicações em neuropróteses ou mesmo a realização de sessões de reabilitação física de alto desempenho.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Caracterizar a vibração do músculo reto femoral durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em pessoas com lesão medular completa.

1.2.2 Objetivos específicos

- (1) analisar a resposta temporal e espectral da energia do sinal vibracional em diferentes eixos de deslocamento das miofibrilas durante a fadiga neuromuscular;
- (2) verificar se o sinal vibracional das miofibrilas é capaz de identificar o início da fadiga neuromuscular;
- (3) determinar as bandas de frequência que melhor caracterizam o sinal mecanomiográfico durante a fadiga neuromuscular.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo, são apresentados tópicos relevantes para a compreensão dos passos necessários para a elaboração da presente tese. Como a área de concentração é Engenharia Biomédica, busca-se descrever de maneira didática os conteúdos para assimilação tanto de profissionais da área da saúde quanto das áreas exatas.

2.1 CONTROLE MOTOR FISIOLÓGICO

O sistema nervoso central (SNC) possui vias eferentes¹⁴ (BEAR *et al.*, 2002; MACHADO, 2006), que são responsáveis pela ativação muscular e glandular, dentre outras funções; e vias aferentes¹⁵ (KANDEL *et al.*, 1991; BEAR *et al.*, 2002; MACHADO, 2006), que realimentam o SNC (TONET *et al.*, 2008) com informações sobre localização espacial do membro, velocidade de deslocamento e sensibilidades tátil e nociceptiva¹⁶ (KANDEL *et al.*, 1991).

As vias neuronais proprioceptivas são de fundamental importância para a deambulação humana (GRAZIANO, 2006), pois enviam estímulos aferentes que corrigem os desequilíbrios que ocorrem durante a marcha (KNIKOU e CONWAY, 2005), contribuindo com o sistema de realimentação na medula espinal (PIERROT-DESEILLIGNY e BURKE, 2005).

2.2 REABILITAÇÃO DA LESÃO MEDULAR

Quando uma pessoa é vítima de LM em nível neurológico cervical, fica caracterizada a condição física de tetraplegia (VALL, 2013), que leva à paralisia de movimentação e sensação abaixo do pescoço. Já a paraplegia é a condição neurológica proveniente de LM em nível torácico, lombar ou sacral, acarretando perda parcial ou total das funções motoras e/ou sensoriais (MAYNARD *et al.*, 1997) dos membros inferiores. Os principais fatores que contribuem para o aumento das estatísticas no número de pessoas que sofreram LM são quedas, acidentes esportivos e de trânsito, sendo esta a maior incidência entre os jovens (BURT, 2004; SARAH, 2010).

¹⁴ Do sistema nervoso central em direção ao sistema nervoso periférico.

¹⁵ Do sistema nervoso periférico em direção ao sistema nervoso central.

¹⁶ De dor.

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

2.3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

Em 1791, Luigi Galvani publicou seus comentários a respeito dos efeitos da eletricidade sobre a contração muscular (GALVANI, 1791). Em 1855, o médico francês Guillaume Duchenne de Boulogne publicou trabalho descrevendo o uso de estimulação elétrica sobre tecidos musculares terapêuticamente, além de ser o primeiro pesquisador a ter sucesso na estimulação do nervo frênico (DUCHENNE, 1855).

Quando a estimulação elétrica é aplicada em pessoas com LM objetivando produzir uma função corpórea, é denominada estimulação elétrica funcional (FES)¹⁷ (PETROFSKY, 2004; POPOVIC e THRASHER, 2004) como também estimulação neuromuscular funcional¹⁸ (VENKATASUBRAMANIAN *et al.*, 2006). Alguns autores utilizam ainda a nomenclatura estimulação elétrica neuromuscular (EENM)¹⁹ para contração decorrente de estimulação elétrica. Doravante, na presente tese, o termo adotado será FES, referindo-se às contrações evocadas tanto em voluntários hígidos como em pessoas com lesão medular. Quando se deseja ativar uma função neural artificialmente, tal como movimento, audição, visão, tato, etc., denomina-se prótese²⁰ neural (POPOVIC e THRASHER, 2004) ou neuroprótese (RIENER, 1999). Em paciente com LM, a neuroprótese realiza o controle motor artificialmente, como é ilustrado na Figura 1. O estimulador elétrico mimetiza o sistema nervoso central; os cabos e eletrodos, a junção neuromuscular para ativar os músculos; e os sensores, para informar o controlador (no caso, o estimulador elétrico) por meio de informações aferentes, como as dos proprioceptores²¹.

¹⁷ Do inglês: *functional electrical stimulation*.

¹⁸ Do inglês *functional neuromuscular stimulation*.

¹⁹ Do inglês *neuromuscular electrical stimulation* (HATZIS *et al.*, 2007)

²⁰ Componente artificial que tem por finalidade suprir necessidades perdidas por alguma região do corpo.

²¹ Fuso muscular (CARR *et al.*, 1995; COHEN, 2001; KLOMKLEAW *et al.*, 2001) e órgão tendinoso de Golgi (PIERROT-DESEILLIGNY e BURKE, 2005) que registram o nível de alongamento das fibras musculares e a tensão aplicada sobre o tendão, respectivamente.

Atualmente, a abrangência de aplicação da estimulação elétrica vai além do escopo desta tese, que tem por foco a fadiga neuromuscular em pessoas com lesão medular durante a aplicação de controle motor artificial. Na literatura, estudos descrevem a aplicação de estimulação elétrica por meio de eletrodos implantáveis em órgãos sensoriais, como retina e cóclea (POPOVIC e THRASHER, 2004) e trabalhos com estimulação cerebral profunda para distúrbios neurológicos, como mal de Parkinson, síndrome de Tourette, epilepsia e transtorno obsessivo compulsivo (HE, 2005; DILORENZO e BRONZINO, 2007; FODSTAD e HARIZ, 2007). São encontradas pesquisas com mais de duas décadas envolvendo estimulação elétrica aplicada à acupuntura (DELUZE *et al.*, 1992). A estimulação elétrica é uma ferramenta aplicada à regeneração tecidual, como a do tecido nervoso (SONG *et al.*, 2009) e à analgesia por aplicação na região cerebral profunda, no córtex motor ou na medula espinal (POPOVIC *et al.*, 2001; DILORENZO e BRONZINO, 2007; FODSTAD e HARIZ, 2007), entre outras aplicações. A FES traz benefícios neuromusculares a pessoas com LM (KERN *et al.*, 2010) e também influencia as condições cardiopulmonares (MCNEIL *et al.*, 2006) e metabólicas, na captação da glicose sanguínea e oxidação de carboidratos (HAMADA *et al.*, 2004).

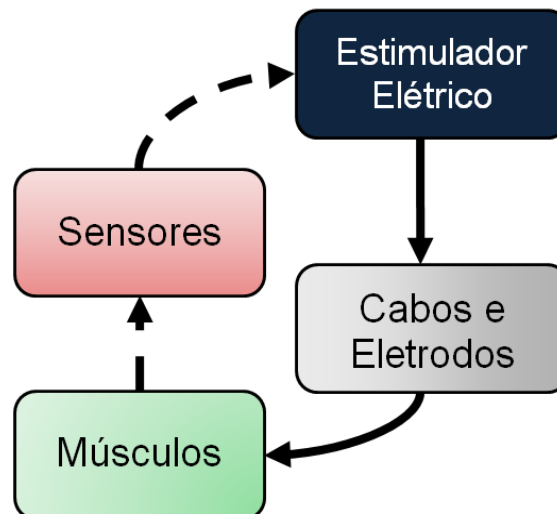


Figura 1 - Representação de controle em malha fechada realizado para neuroprótese. Fonte: O autor.

2.3.1 Parâmetros elétricos da FES

A alimentação do estimulador elétrico pode ser feita diretamente da rede elétrica, desde que o dispositivo inclua um módulo de isolamento elétrica para proteção de paciente e operador, ou por meio de baterias, que é a solução mais empregada em aparelhos portáteis

(MARSOLAIS e KOBETIC, 1987; GRAUPE e KOHN, 1994). Os parâmetros elétricos controlados são: a duração dos pulsos (μs ou ms), a amplitude da tensão elétrica (V) ou a intensidade de corrente (mA) e a frequência dos pulsos e dos trens de pulsos (Hz). Quando a modulação da FES ocorre variando-se a amplitude, considera-se a estimulação como modulada por amplitude de pulso (PAM)²², ao passo que quando é controlada pela duração do pulso, a estimulação é classificada como modulada por largura (ou duração) de pulsos (PWM)²³ (THRASHER *et al.*, 2005).

A duração do pulso é denominada período ativo (*on*) e ao intervalo entre pulsos denomina-se período inativo (*off*). Modulando a frequência do pulso, tem-se o *burst*, que compreende uma sequência de pulsos, denominado trem de pulsos, e cuja duração define seu período ativo. A frequência do pulso é superior à do *burst* (trem de pulsos), atingindo até milhares de hertz (Hz). Contudo, o período inativo do *burst*, caracterizado pela ausência de pulsos, possui um tempo de duração mais prolongado (WARD e SHKURATOVA, 2002).

Frequências inferiores a 20 Hz provocam contração fasciculada²⁴, que é ineficaz para geração de movimentos funcionais; frequências superiores a 70 Hz (PETROFSKY, 2004; AGNE, 2005) provocam desconforto sensorial em pacientes com sensibilidade nociceptiva presente (PACKMAN-BRAUN, 1988; ROONEY *et al.*, 1992; RABISCHONG, 1996), além de atingirem a fadiga neuromuscular mais rapidamente que frequências inferiores.

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

Além das vantagens da capacidade de locomoção com a aplicação de FES, constata-se os benefícios que seu uso acarreta como hipertrofia muscular e remodelagem neuronal (KANDEL *et al.*, 1991; BEAR *et al.*, 2002; DIETZ e HARKEMA, 2004), que reorganiza as vias neuronais (THRASHER *et al.*, 2006; VANDERTHOMMEN e DUCHATEAU, 2007) e fortalece a ativação de áreas corticais e suas conexões descendentes (EVERAERT *et al.*, 2010). A atividade muscular altera as vias neuronais, principalmente do córtex motor e dos gânglios da base (CARROLL *et al.*, 2001; DUCHATEAU e ENOKA, 2002).

Essa plasticidade de longo prazo é representada por (1) decremento da ativação da musculatura antagonista, (2) aumento da atividade da unidade motora e (3) incremento na

²² Do inglês: *pulse amplitude modulation*.

²³ Do inglês: *pulse width modulation*.

²⁴ Contração de poucos grupos de fascículos do tecido muscular desenvolvendo pouca resposta de força.

ativação da musculatura sinergista (HIGBIE *et al.*, 1996). A remodelagem neuronal ocorre devido à estimulação local sobre o músculo ou ativação antidrômica²⁵ (BUTLER, 2003) nas células motoras do corno anterior da medula espinal. A plasticidade tem fundamento nas sinapses de Hebb, que ocorrem em regiões do sistema nervoso central que estão associadas à memória e ao aprendizado (sensório-motor). Utilizam-se do potencial de ação (PA) de longa duração, presente principalmente nos neurônios que utilizam glutamato como neurotransmissor nos receptores NMDA²⁶ e AMPA²⁷. Sinapses desse tipo estão presentes ao nível das células do corno anterior da medula espinal (RUSHTON, 2003).

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

2.3.2 Fatores relacionados à fadiga neuromuscular

A fadiga produz modificações fisiológicas, tanto bioquímicas como biofísicas, sobre o tecido neuromuscular resultando na incapacidade de geração de força requisitada (CÈ *et al.*, 2013). Com a fadiga, os potenciais de ação registrados pela eletromiografia (EMG) apresentam uma diminuição na frequência de disparos dos biopotenciais (RABISCHONG, 1996). O músculo estriado esquelético é dividido basicamente em fibras do tipo F (ou II), de rápida contração/fadiga muscular, e do tipo S (ou I), de contração/fadiga muscular lenta (MARINI e VEICSTEINAS, 2010). Fibras musculares do tipo I (lentas) possuem motoneurônio de menor diâmetro e, conseqüentemente, têm velocidade de condução do potencial de ação reduzida. As fibras nervosas em miofibrilas de contração do tipo lenta têm densidade de conexões menor que em fibras rápidas. O Ca^{++} exerce um importante papel na contração muscular, pois em ratos, a concentração de Ca^{++} intracelular na miofibrila começa a reduzir após o pico de força proveniente da contração muscular (tetania), sendo acompanhada pela diminuição da tensão muscular (WESTERBLAD e ALLEN, 1993). Em humanos (ALLEN *et al.*, 2008), postula-se que a fadiga muscular ocorre da mesma maneira que em

²⁵ Sentido do terminal do axônio para o corpo neural.

²⁶ N-metil D-Aspartato.

²⁷ Alfa-amino-3-hidroxi-metil-5-4-isoxazolpropiónico.

animais, com alterações intracelulares, como o aumento de lactato e H^+ e redução de ATP²⁸ e Ca^{++} . Além disso, Spielmann e colegas. (1993) mostraram que a redução da frequência do motoneurônio²⁹ é análoga à fadiga muscular. Essa redução na frequência dos potenciais de ação é explicada pelo aumento do limiar de despolarização da célula nervosa devido à inativação dos canais iônicos de Na^+ (HODGKIN e HUXLEY, 1952). Em pacientes hígidos, a inibição central provocada pela célula de Renshaw³⁰ na medula espinal pode influenciar no declínio da frequência de disparo dos motoneurônios durante a fadiga neuromuscular (GANDEVIA, 1998).

Após a LM, os músculos do indivíduo passam por um processo de modificação na proporção entre fibras lentas e rápidas (BURNHAM *et al.*, 1997; ANDERSEN *et al.*, 1999). O mesmo evento é descrito por Biering-Sorensen e colegas (2009) que verificaram que o músculo quadríceps, submetido ao processo de hipotrofia sofre alteração na proporção de fibras lentas (diminuição) e rápidas (aumento). Também ocorrem adaptações bioquímicas após a LM, como a progressiva redução da regulação de Na^+ e K^+ no meio celular (DITOR *et al.*, 2004) e a diferença da ativação de Ca^{++} no sarcômero (GOBBO *et al.*, 2006).

2.4 MECANOMIOGRAFIA

Desde o século XIX, cientistas literalmente ouviram (HERROUN e YEO, 1885) a contração de músculos estriados esqueléticos através da pele por meio de estetoscópio (BROZOVICH e POLLACK, 1983; BECK *et al.*, 2007). Em 1948, Gordon e Holbourn (1948) utilizaram um microfone para detectar o som muscular durante uma contração. A técnica nomeada de mecanomiografia³¹ (MMG) (ISLAM *et al.*, 2013) mede as oscilações das miofibrilas dos músculos, transferidas aos tecidos adjacentes, através de sensor acústico colocado na superfície da pele (ORIZIO, 1993). Outras nomenclaturas são utilizadas para se referir à MMG, tais como *soundmyography* (ORIZIO *et al.*, 1991), fonomiografia (*phonomyography*) (HEMMERLING *et al.*, 2004), acusticomigrafia (*acousticmyography*) (BARRY *et al.*, 1985), vibromiografia (*vibromyography*) (VAZ *et al.*, 1997; COLE *et al.*, 2006), aceleromiografia (*acceleromyography*) (FUKANO *et al.*, 2011; SCHREIBER *et al.*,

²⁸ Adenosina Tri-Fosfato, nucleotídeo com adenosina e três ligações de fosfato (VIEIRA *et al.*, 1999).

²⁹ Neurônio presente na coluna anterior da substância cinzenta da medula espinal que emite axônios para placas motoras (junção neuromuscular).

³⁰ Inibitória.

³¹ Da língua inglesa: *mechanomyography*.

2011; VARPOSHTI *et al.*, 2011), e mecanomiograma (*mechanomyogram*) (ALVES e CHAU, 2010).

A MMG é utilizada como mecanismo de registro da ativação do tecido muscular, sendo crescente sua utilização na área biomédica como, por exemplo, na avaliação clínica do bloqueio neuromuscular após aplicação de anestésicos (HEMMERLING *et al.*, 2004; FUKANO *et al.*, 2011; SCHREIBER *et al.*, 2011; STAALS *et al.*, 2011; VARPOSHTI *et al.*, 2011). Além disso, a MMG está sendo utilizada na avaliação de patologias como distrofia do músculo diafragma³² (SARLABOUS *et al.*, 2012), doença pulmonar obstrutiva crônica (CEBRIÁN *et al.*, 2010), disfagia (LEE *et al.*, 2011), mialgia (SØGAARD *et al.*, 2011), espasticidade (MIRBAGHERI *et al.*, 2007) e doença de Parkinson (MARUSIAK *et al.*, 2009). Na reabilitação física vem sendo aliada à técnica de *Biofeedback* para alívio de dor muscular (VEDSTED *et al.*, 2011) e investiga-se sua utilização em sistemas de controle para neuropróteses.

2.4.1 Sensores

Sensores de MMG podem ser construídos com lasers (ORIZIO *et al.*, 1999) e goniômetros (AL-MULLA *et al.*, 2011), para medir o deslocamento das fibras musculares; microfones (WATAKABE *et al.*, 2001), para medir o som das fibras musculares; e a aceleração destas, registrada por meio de acelerômetros uni- (VAZ *et al.*, 1997), bi- (LEE *et al.*, 2011) ou triaxiais (Figura 2) (NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2008).

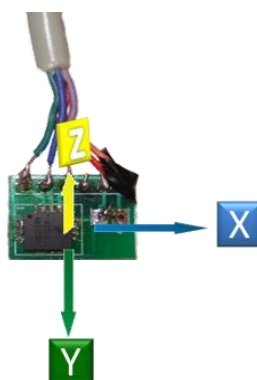


Figura 2 - Sensor de MMG construído com acelerômetro triaxial. Fonte: O autor.

³² Responsável pela inspiração.

2.4.2 Métodos de análise do sinal

O processamento dos sinais de MMG é similar ao empregado na EMG. Os sinais podem ser analisados nos domínios do tempo, indicando a resposta da energia do sinal em escala temporal, e da frequência, com a resposta do conteúdo espectral (DURLING, 1969; MERLETTI e LO CONTE, 1995; TARATA *et al.*, 2001); e, mais recentemente, no domínio *wavelet* (ALVES e CHAU, 2010; QI *et al.*, 2011) com a resposta temporal-espectral.

O espectro de frequência da MMG reflete o disparo das unidades motoras recrutadas na contração muscular (YOSHITAKE e MORITANI, 1999; ORIZIO *et al.*, 2003) e a intensidade de energia temporal, durante contração voluntária, indica a quantidade de unidades motoras recrutadas (EBERSOLE e MALEK, 2008).

Orizio e colegas (2003) afirmaram que o conteúdo espectral da MMG mostra a frequência de disparo da unidade motora. No entanto, em um intervalo de quatro anos, Beck e colegas (2007) sugeriram que o conteúdo espectral informa qualitativamente a frequência de disparos global das unidades motoras, e não de um grupo muscular específico como indicaram Orizio e colegas (2003). Essas diferenças entre os domínios não é conclusiva à resposta da vibração do tecido muscular e seus adjacentes até a pele, sem resposta seletiva e definida para cada domínio. Dessa forma, a transformada *wavelet* da vibração muscular eletricamente evocada indica a resposta das bandas de frequência ao longo do tempo, sendo viável no reconhecimento de fenômenos fisiológicos envolvendo pessoas com lesão medular (KRUEGER *et al.*, 2013a). Referindo-se à *wavelet*, Alves e Chau (2010) avaliaram o uso da transformada *wavelet* contínua na detecção da atividade muscular do antebraço por meio da MMG. Os resultados mostraram-se promissores no uso da vibração muscular para o controle de próteses mioelétrica. Além disso, outras variações da transformada *wavelet* como a discreta (CHOWDHURY *et al.*, 2013) ou algoritmos customizados como “*pseudo-wavelets*” (ALMULLA e SEPULVEDA, 2014) são aplicados para a detecção da fadiga neuromuscular tanto em EMG como em MMG (CAMIC *et al.*, 2013).

2.4.3 *Wavelet* de Cauchy

A transformada *wavelet*³³ de Cauchy (CaW) é baseada no cálculo da transformada de *wavelet* contínua (DAUBECHIES, 1988). Nesse cálculo, a decomposição da *wavelet* para

³³ *Wavelet*: Ondaleta em português, no entanto foi mantido o termo em inglês.

diferentes escalas é determinada pela convolução do sinal ($x[n]$), com a versão escalonada da função *wavelet* $\psi(n, j)$ em diferentes níveis (j). A fim de reduzir o trabalho computacional, é possível aplicar o teorema da convolução para aplicar o cálculo. O sinal no domínio *wavelet* $W(n, j)$ pode ser obtido por meio da transformada inversa de Fourier do produto da transformada de Fourier do sinal ($x[n]$), com a função *wavelet* (definido pelo conteúdo espectral) como mostra a equação (1):

$$W(n, j) = F^{-1}\{F\{\psi(n, j)\}F\{x(n)\}\} \quad (1)$$

A função CaW usada baseia-se no trabalho de von Tscherner (2000), que adaptou para a EMG de superfície, e no trabalho de Beck e colegas (2008), que adaptaram para a MMG. A CaW tem o seu escalonamento no domínio da frequência dado pela transformada de Fourier da CaW ($\psi(n, j)$), como mostra a equação (2):

$$\psi(f, s, f_c) = \left(\frac{f}{f_c}\right)^{s \cdot f_c} \cdot e^{\left(\frac{-f}{f_c} + 1\right) \cdot s \cdot f_c} \quad (2)$$

Sendo (f) a frequência, (f_c) a frequência central de cada nível da CaW com o fator de escala (s). A frequência central de cada nível (j) é definida pela equação (3). Von Tscherner (2000) estimou valores para q e r , para o número de níveis na decomposição da CaW usando o método *least squares* tendo como resultado $q = 1,45$ e $r = 1,959$.

$$f_c(s, j) = \frac{1}{s} (j + q)^r \quad (3)$$

2.4.4 Fadiga neuromuscular na MMG

O evento de fadiga neuromuscular é monitorado por técnicas não invasivas como EMG, espectroscopia por infra-vermelho, ultrassom e MMG (AL-MULLA *et al.*, 2011). Orizio e colegas (2003) concluíram que no início da fadiga neuromuscular, com exercício com baixo nível de esforço, ocorre aumento da energia do sinal da MMG_{RMS} ³⁴, provavelmente devido ao recrutamento de novas unidades motoras (AL-MULLA *et al.*, 2011). Blangsted e colegas (2005) afirmavam que esse aumento no MMG_{RMS} , durante contração voluntária, ocorria pelo aumento da pressão intramuscular. Entretanto, Sjøgaard e

³⁴ RMS: raiz quadrática média, ou valor eficaz, da língua inglesa *root mean square*.

colegas (2006) demonstraram que o aumento da pressão intramuscular não interfere no MMG_{RMS} . No aumento do MMG_{RMS} , Oster e Jaffe (1980) citam que esse evento é decorrente da ativação-inativação das pontes cruzadas presentes nos sarcômeros na fase de contração excêntrica. O recrutamento muscular necessário para a geração de força acarreta em aumento na vibração das miofibrilas do grupo muscular (SMITH *et al.*, 1997). Além da alteração no domínio temporal, Orizio e colegas (2003) relataram uma divergência do MMG_{RMS} (elevação) e da frequência de MMG (diminuição) com a fadiga neuromuscular em baixos níveis de esforço. Resultados similares foram ratificados no mesmo ano por Tarata (2003).

Mesclando EMG e MMG, Orizio e colegas (1997) definem o atraso eletromecânico “*electromechanical delay*” (EMD) como o tempo dos intervalos entre os inícios da EMG, MMG e a resposta de força. Avaliando esses intervalos, Esposito e colaboradores (2011) encontraram que o alongamento prévio sobre as unidades miotendinosas, aumenta o intervalo entre a EMG e a MMG no EMD. A utilização de EMD é uma ferramenta útil como critério de diagnóstico, como também de fadiga neuromuscular (RAMPICHINI *et al.*, 2013).

2.4.5 MMG fechando a malha de controle em neuroprótese

Durante a aplicação da FES, o estímulo elétrico interfere no sinal de EMG (SEKI *et al.*, 2003) em sistemas de controle em malha fechada (VENKATASUBRAMANIAN *et al.*, 2006) como os de neuropróteses. No entanto, a MMG baseia-se na captação da oscilação mecânica do tecido muscular, sendo assim, essa técnica não é afetada diretamente pelos pulsos elétricos da FES (SEKI *et al.*, 2003; FALLER *et al.*, 2009). Dessa forma, os sinais de MMG são viáveis para a realimentação em interfaces homem-máquina, tal como *joystick* (XIE e DOKOS, 2013), prótese mioelétrica (KRUEGER *et al.*, 2010; YU e CHANG, 2010) ou neuroprótese (POPOVIC e THRASHER, 2004) utilizando-se descritores temporais ou espectrais (BECK *et al.*, 2009; STOCK *et al.*, 2009). Entretanto, a fadiga neuromuscular é o fator que mais prejudica o controle em malha aberta/fechada da FES (GUIRAUD *et al.*, 2014), tanto para fins terapêuticos quanto funcionais, quando empregada na modulação de neuropróteses.

Lei e colegas (2013) buscaram estimar a força de contração muscular usando os valores de MMG com redes neurais artificiais como mostra a Figura 3. O experimento consistiu no monitoramento do torque com um dinamômetro, registro da MMG e uma tela mostrando o sinal para o *feedback*. No processamento do sinal, foi utilizado como *feedback* o

descriptor do domínio temporal RMS. Os autores programaram a variação do conteúdo espectral (extraída do domínio da frequência) para reduzir interferências como oscilações corporais sobre o sinal. Os resultados foram positivos e promissores para futuros sistemas de controle em malha fechada.

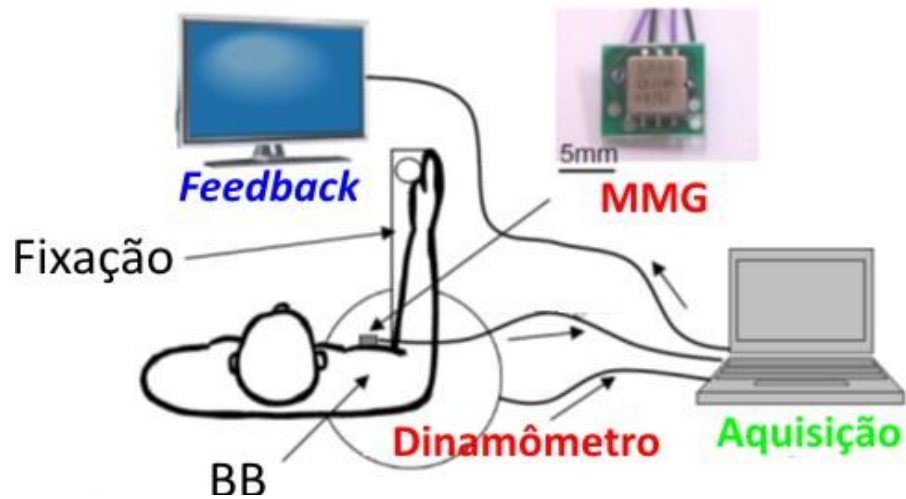


Figura 3. *Feedback* por meio da mecanomiografia. Modificado de Lei e colaboradores (2013).

3 MÉTODOS

Neste capítulo, apresentam-se os métodos e materiais empregados para a realização da presente pesquisa, distribuindo os tópicos na sequência cronológica dos eventos necessários para a realização da tese, tais como: recrutamento e triagem dos voluntários, realização dos protocolos experimentais, processamento e análise do sinal, bem como a seleção dos testes estatísticos para comprovação dos resultados descritivos obtidos.

3.1 PARTICIPANTES

Este trabalho foi aprovado pelo comitê de ética da *Secretaria de Saúde do Estado do Paraná* sob número de protocolo 189/2010 (Anexos A e B), de acordo com a Declaração de Helsinki, de 1975 (revisada em 1983) e pela resolução 196/96 (atualizada pela resolução 466/2012). O projeto foi realizado no Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier (Anexo C), por atender pacientes vítimas de sequelas neurológicas, sendo um centro de referência no tratamento multidisciplinar dos mesmos no estado do Paraná.

3.1.1 Critérios de inclusão

Foram selecionados principalmente pacientes avaliados previamente pela equipe de reabilitação física do Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier, além de pacientes que tiveram alta médica, como pacientes da região metropolitana de Curitiba - PR. Como critério de inclusão, o participante deveria possuir lesão medular estável que comprometesse a movimentação voluntária do músculo quadríceps. Todos os participantes selecionados assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo D).

3.1.2 Critérios de exclusão

Os critérios de exclusão dos participantes foram: presença de tecido neoplásico

próximo ou nos membros inferiores (área estimulada eletricamente); implante metálico em regiões próximas ou entre os eletrodos; alteração cognitiva que prejudicasse a realização do protocolo; lesão medular completa em região cervical alta (C3) sem movimentação de membros superiores e respiração ativa; ou lesão medular na região da cauda equina, impossibilitando o uso da estimulação neuromuscular por ser uma lesão no sistema nervoso periférico.

3.2 DESENHO DO PROJETO

A Figura 4 ilustra os passos realizados para a realização do protocolo experimental. A temperatura ambiente e a umidade relativa do ar foram $31,4 \pm 2,28$ °C e $43,4 \pm 10$ %, respectivamente, seguindo a norma IEC601-1 (1994)³⁵ para o bom funcionamento dos equipamentos eletrônicos e evitando alterações fisiológicas diretas nos sinais coletados, já que Cè e colegas (2013) provaram que, tanto em músculos frescos como em músculos fadigados, a baixa temperatura (20 ± 2 °C) influencia na resposta do sinal. Foram marcadas 76 coletas; no entanto, entre exclusões, desistências, problemas técnicos e demais motivos, o valor de N foi de 24, coxas direita e esquerda. Alguns dos participantes do estudo faziam uso de pelo menos um dos medicamentos listados a seguir: baclofeno³⁶, amitriptilina³⁷, gabapentina³⁸, oxibutinina³⁹, risperidona⁴⁰, clonazepam⁴¹, diazepam⁴². Eventos de espasticidades ou decorrentes dos medicamentos utilizados não prejudicaram a realização dos testes.

A demografia dos participantes inclusos é apresentada na

Tabela 3. Todos os participantes foram classificados, segundo a *American Spinal Injury Impairment Scale*, como A e B (sem a presença de contração voluntária nos membros inferiores). A dobra cutânea dos participantes colotada por meio de um plicometro no terço médio da face anterior da coxa foi de $19,1 \pm 11,2$ mm, esse parâmetro foi avaliado, pois estudo prévio relatou a redução da frequência média da MMG com a aumento da dobra cutânea entre 6 mm a 43 mm com voluntários hígidos (KRUEGER *et al.*, 2012). Como os dados do presente estudo foram normalizados para cada participante, a dobra cutânea não

³⁵ Temperatura 15 a 35° C e umidade relativa de 45 a 75%.

³⁶ Tratamento da espasticidade dos músculos esqueléticos.

³⁷ Tratamento de depressão e enurese noturna.

³⁸ Tratamento de convulsões.

³⁹ Tratamento de bexiga espástica.

⁴⁰ Tratamento de psicoses delirantes.

⁴¹ Tratamento de convulsões.

⁴² Tratamento de convulsões e espasmos musculares.

afeta a credibilidade dos resultados.

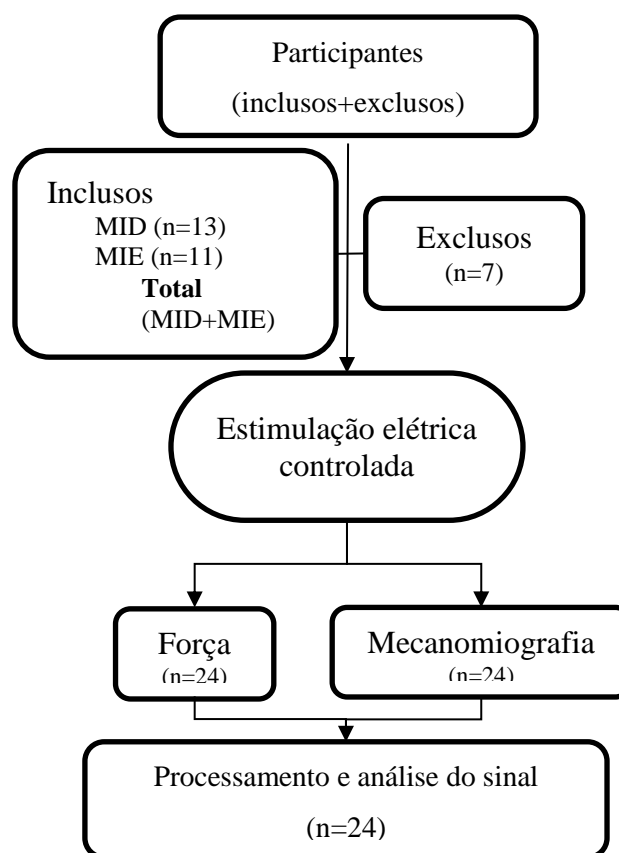


Figura 4 - Desenho do projeto. MID: membro inferior direito, MIE: membro inferior esquerdo.

Tabela 3 - Demografia dos participantes

Part	Idade (anos)	Massa (kg)	Altura (m)	Circ coxa		Lesão medular		
				D (cm)	E (cm)	Nível	Tempo	Etiologia
1	34	60	1,75	55	50	T7	16 meses	AA
2	25	62	1,73	37	37	T7	9 meses	Violência
3	25	65	1,89	44	44	T6-7	5 anos	Violência
4	26	80	1,82	39	38	C7	1 ano	Mergulho
5	24	86	1,74	52	51	T6-7	2 anos	AA
6	19	70	1,86	42	39	T7	2 anos	Violência
7	27	90	1,7	55	57	T6	2 anos	AA
8	21	87	1,78	51	54	T7	19 meses	AA
9	34	75	1,7	33	33	T5-6	2 anos	AA
10	33	80	1,81	47	47	C5	2 anos	AA
11	29	80	1,83	38	40	T10-11	2 anos	Violência
12	22	60	1,69	40	38	T7-10	3 anos	AA
13	24	77	1,89	50	47	C5	20 meses	AA
14	29	76	1,79	40	42	T3-5	17 anos	Violência
15	35	89	1,73	44	45	L10	28 meses	Queda

Part: participantes, Circ: circunferência, AA: acidente automobilístico, violência: refere-se a agressões por arma branca ou de fogo.

3.3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

3.3.1 Configuração do estimulador elétrico

Um estimulador elétrico desenvolvido especialmente para esta pesquisa (Anexo E) foi utilizado para a ativação da musculatura artificialmente (NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2013). O estimulador produzia uma onda monofásica retangular com Sistema PAM (modulação por amplitude de pulso). Os parâmetros ajustados foram: frequência do pulso (portadora) em 1 kHz⁴³, com 20% de ciclo de trabalho⁴⁴ e frequência de trem de pulso⁴⁵ (moduladora) configurada em 70 Hz⁴⁶, 20% de ciclo de trabalho.

3.3.2 Posicionamento dos eletrodos

Dois eletrodos auto-adesivos⁴⁷ de tamanhos diferentes foram posicionados na região anterior da coxa após a preparação da pele (tricotomia e limpeza com álcool 70° INPM). A borda inferior do eletrodo ânodo (positivo, 5 x 9 cm) foi posicionada aproximadamente a 3 cm da base da patela. Após a palpação da artéria femoral, na região inguinal, o eletrodo cátodo (negativo e ativo por possuir maior densidade de corrente devido a sua área ser menor, 5 x 5 cm) foi posicionado sobre o trígono femoral (RABISCHONG, 1996) para estimular o músculo quadríceps por meio do nervo femoral (SCHIEFER *et al.*, 2008), como ilustra a Figura 5. Após a colocação dos eletrodos, um intervalo de tempo de 10 min foi respeitado, a fim de estabilizar a impedância eletrodo-pele (REILLY, 1992).

⁴³ A frequência portadora reduz a impedância entre o eletrodo e o nervo motor que será ativado.

⁴⁴ Palavra do inglês *duty cycle*.

⁴⁵ Palavra adaptada do inglês *burst*.

⁴⁶ Frequência tetânica induzindo a fadiga neuromuscular rapidamente (GREGORY e BICKEL, 2005).

⁴⁷ Os eletrodos foram de uso individual.

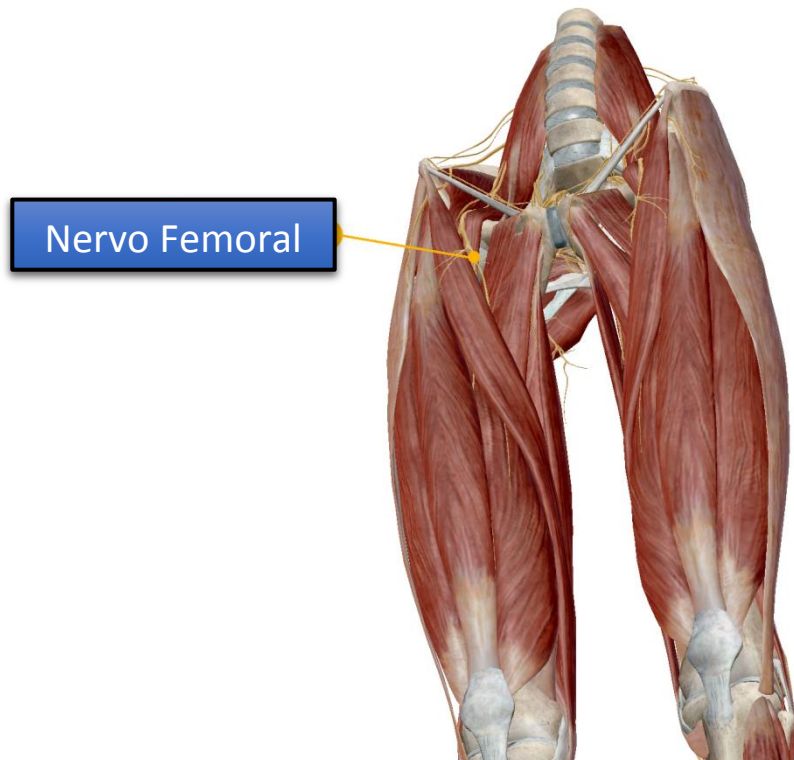


Figura 5 – Representação anatômica da inervação do ponto de aplicação do eletrodo ativo (nervo femoral) de superfície. Modificado do programa Human Anatomy Atlas⁴⁸ da Visible Body[®].

3.4 SENSORES

O nível de força e a vibração produzida pelo músculo quadríceps durante contração artificialmente evocada por corrente elétrica, foram registradas por meio de sensor de força (célula de carga) e sensor de mecanomiografia (acelerômetro triaxial), respectivamente.

3.4.1 Sensor de força

Uma célula de carga, da marca Alfa Instrumentos Eletrônicos[®], de alumínio em formato de S (50 kgf \approx 500 N) com quatro unidades de *strain gages* (em configuração Ponte de Wheatstone - *full Wheatstone bridge*) foi usada para medir a força produzida.

3.4.2 Sensor de mecanomiografia

O sensor de MMG foi desenvolvido no Laboratório de Engenharia de Reabilitação da PUCPR em parceria com o Departamento de Engenharia Biomédica da UNICAMP (NOGUEIRA-NETO, 2013). O sensor consiste de um acelerômetro triaxial Freescale

⁴⁸ <http://www.visiblebody.com/>, software comprado pelo autor.

MMA7260Q MEMS (13 x 18 mm, 0,94 g) com sensibilidade igual a 800 mV/G em 1,5 G (sendo G a aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m/s}^2$))⁴⁹. A amplificação por *hardware* do sensor foi de 2, 2x.

3.4.3 Aquisição dos dados

Um programa desenvolvido em plataforma LabVIEW™, no Laboratório de Engenharia de Reabilitação da PUCPR, foi codificado para a aquisição dos sinais (NOGUEIRA-NETO, 2013). O Sistema de aquisição continha uma placa de aquisição NI-USB 6221 da empresa *National Instruments*™ configurada com frequência de aquisição em 1 kHz. Os arquivos gerados são salvos na extensão “.edf”⁵⁰.

3.4.4 Posicionamento dos sensores

Após a preparação da pele (tricotomia e limpeza com álcool 70° INPM), o sensor de MMG foi posicionado na região do terço médio do músculo reto femoral (RF) por meio de fita adesiva dupla-face. A colocação teve como referência o ponto equidistante entre a espinha ilíaca ântero-inferior e a base da patela, sendo o terço médio do ventre muscular⁵¹. A célula de carga foi posicionada no terço distal da perna, com faixas elásticas com compressão média, sem permitir a complacência do material⁵². Uma faixa de velcro foi fixada ao tronco dos participantes evitando quedas. Todo o posicionamento e sequência de configuração do protocolo é ilustrada na Figura 6.

3.5 PRÉ-PROTOCOLO

Os participantes foram posicionados em uma cadeira adaptada (higienizada a cada teste com álcool 70° INPM) com as articulações do quadril e do joelho, ambas com o ângulo de 70° (vide Figura 6). Movimentos passivos e alongamentos foram realizados bilateralmente nas articulações do quadril e joelho antes dos testes com o objetivo de prevenir o aparelho

⁴⁹ Curva de calibração no anexo F.

⁵⁰ *European data format*.

⁵¹ O maior pico de vibração ocorre no terço médio do ventre muscular (MCANDREW *et al.*, 2006) sendo amplamente utilizada esse posicionamento (QI *et al.*, 2011; YOUN e KIM, 2011).

⁵² Para não funcionar como torniquete ou ser prejudicial a aquisição da força.

osteomuscular de qualquer lesão como estiramento, luxação, rompimento tendinoso, dentre outras patologias.

Antes do posicionamento da célula de carga, a intensidade da FES foi incrementada até a articulação do joelho atingir a extensão máxima fisiológica; esse instante foi denominado de extensão máxima eletricamente estimulada (EMEE). Após a colocação da célula de carga, foi configurada a intensidade da FES necessária para atingir a EMEE⁵³ e adotada como 100% da força ($F_{100\%}$). Um intervalo de 10 min foi aguardado entre o pré-protocolo e a aplicação do protocolo de fadiga neuromuscular.

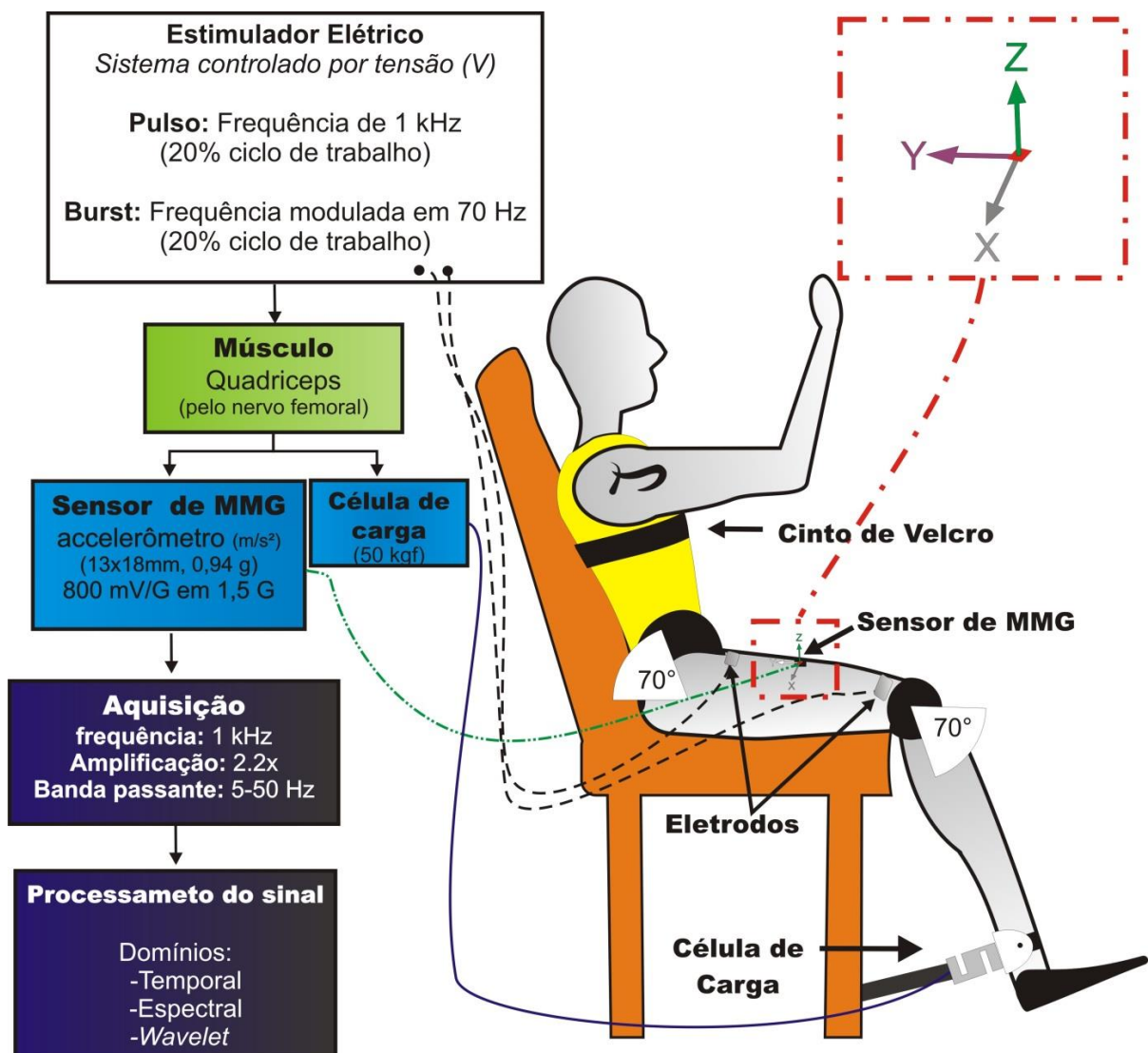


Figura 6 - Posicionamento, sensores e configurações durante o protocolo de fadiga neuromuscular.

⁵³ Com incremento de aproximadamente 3 V/s para evitar a adaptação/habituação do motoneurônio.

3.6 PROTOCOLO DE FADIGA NEUROMUSCULAR

A Figura 7 ilustra o protocolo de fadiga neuromuscular com aplicação da FES⁵⁴. A intensidade da FES foi incrementada até a força atingir $F_{100\%}$ e, então, onde se manteve o controle manual nesse valor. O instante I foi definido como primeiro ponto em que o controle da $F_{100\%}$ mostrou-se estável⁵⁵. O instante II foi selecionado quando o controle da intensidade da FES foi incapaz de manter a $F_{100\%}$. O instante III foi selecionado quando, mesmo com o aumento da intensidade da FES, a força ficou em 65% ($F_{65\%}$) da $F_{100\%}$. O instante IV foi selecionado quando a força atingiu 30% ($F_{30\%}$) da $F_{100\%}$.

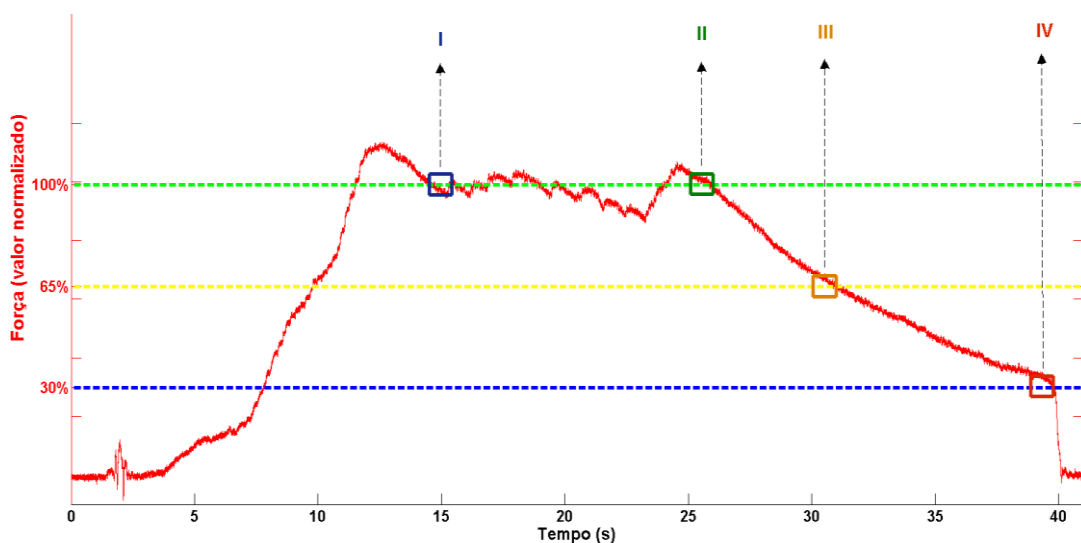


Figura 7 - Protocolo de fadiga neuromuscular elétrica estimada. □: Instante I ($F_{100\%}$), □: Instante II ($F_{100\%}$), □: Instante III ($F_{65\%}$), □: Instante IV ($F_{30\%}$).

3.7 PROCESSAMENTO DOS SINAIS

Os sinais foram processados em um código de programação customizado no programa MatLab[®] versão R2008a. Os três eixos do sensor de mecanomiografia foram processados, eixo X (vibração transversa), eixo Y (vibração longitudinal) e eixo Z (vibração perpendicular)⁵⁶ e a força foi calibrada para iniciar com 0 kgf⁵⁷.

⁵⁴ Um reflexo monossináptico simples (resposta sensorio-motora) é verificada nos primeiros cinco segundos.

⁵⁵ Evitando assim processar o sinal com um artefato de movimento decorrente do deslocamento abrupto do membro.

⁵⁶ Todos os eixos têm como base de deslocamento o sentido anatômico (WINTER, 1990).

⁵⁷ Devido aos 70° da articulação do joelho o peso da perna mantém a célula de carga com valor negativo.

3.7.1 Pré-processamento

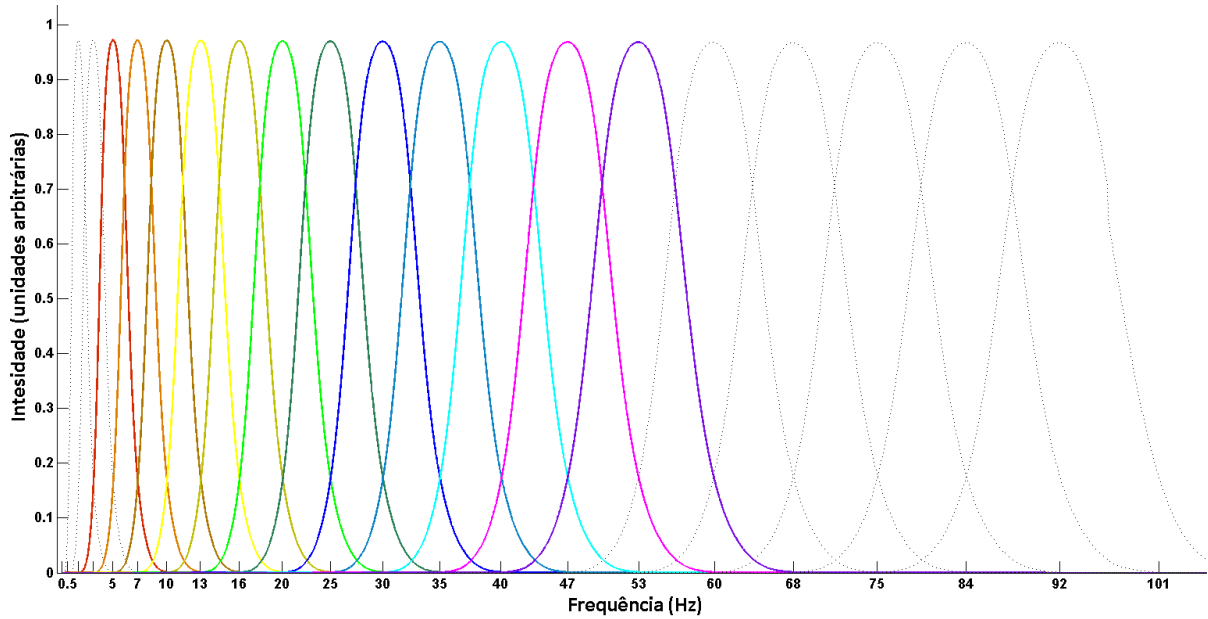
O filtro digital escolhido para o sinal de MMG foi Butterworth de terceira ordem com banda passante de 5-50 Hz. Em estudo prévio, Oliveira e colegas (2013) aplicaram frequências moduladas de FES entre 20 e 100 Hz onde mostraram que a MMG não apresenta vibrações significativas acima de 50 Hz no seu conteúdo espectral. Em estudo piloto, com diferentes frequências modulantes, foram aplicadas em pacientes com lesão medular obtendo-se respostas similares.

3.7.2 *Wavelet* de Cauchy

A CaW utilizada tem o seu processamento realizado como apresentado no item 2.4.3. Dessa forma, para a presente tese a equação (3) foi ajustada com um fator de escala ($s = 4$) com $j = 21(0 - 20)$ pode ser reescrita por meio da equação (4) e representada na Figura 8. Selecionando $j = 3$ a $j = 14$, obtém-se bandas de frequências (f_c) entre 5 e 53 Hz⁵⁸. Como o sinal mecanomiográfico não apresenta resposta linear e ortogonal (VON TSCHARNER, 2000), as bandas de frequência sofrem influências de frequências adjacentes; como exemplificado na Figura 8, uma frequência do sinal de 30 Hz exercerá maior influência na banda de 30 Hz, com influência menor sobre a banda de 35 Hz e menor ainda sobre a banda de 25 Hz.

$$f_{c_j} = 0,25(1,45 + j)^{1,959} \quad (4)$$

⁵⁸ 5; 7; 10; 13; 16; 20; 25; 30; 35; 40; 47 e 53 Hz.



**Figura 8 - Distribuição das bandas de frequência de CaW com fator de escala = 4.
Curvas Gaussianas coloridas são as utilizadas para o processamento do sinal.**

Em função da não ortogonalidade associada com a CaW (VON TSCHARNER, 2000), é necessário empregar um método de normalização para preservação da energia do sinal no domínio *wavelet*. Essa preservação (c) é garantida por meio do produto das bandas de frequência da CaW com o fator de normalização de intensidade da equação (5),

$$c_{k,j} = \frac{1}{\sqrt{\left[\left(\Psi(f_k, f_{c_{j-1}}) \right)^2 + \left(\Psi(f_k, f_{c_j}) \right)^2 + \left(\Psi(f_k, f_{c_{j+1}}) \right)^2 \right]}} \quad (5)$$

onde k é o índice que indica um intervalo de frequência entre $\left[0, \frac{F_s}{2} \right]$, com F_s sendo representado pela frequência de amostragem (1 kHz). Dessa forma, a normalização tem sua representação de pico para frequências do sinal próximas da (f_c) mas com representação reduzida nas (f_c) adjacentes. Por exemplo, uma frequência do sinal com pico de energia em 12 Hz por meio da transformada de *Fourier* terá maior contribuição para a banda de frequência em 13 Hz, mas influenciará com menor intensidade as frequências adjacentes (10 e 16 Hz). Por fim, todos os sinais de MMG tiveram os seus valores absolutos extraídos ($x = |x|$), evitando-se valores negativos. A Figura 9 ilustra os sinais de MMG para um participante paraplégico ao longo do protocolo de fadiga neuromuscular. Na imagem, houve aumento da energia das bandas de baixas frequências (cor vermelha) do eixo X com o decaimento da força e comportamento incoerente para os eixos Y e Z. No entanto, essa imagem ilustra a

resposta da vibração do músculo de apenas um voluntário e não representa o comportamento de toda a população com LM durante a fadiga neuromuscular. O valor máximo obtido entre os três eixos (15 mV) foi representado em vermelho escuro como limite superior; e valores iguais ou abaixo de 10% do valor máximo (0,15 mV) foram representados na cor branca.

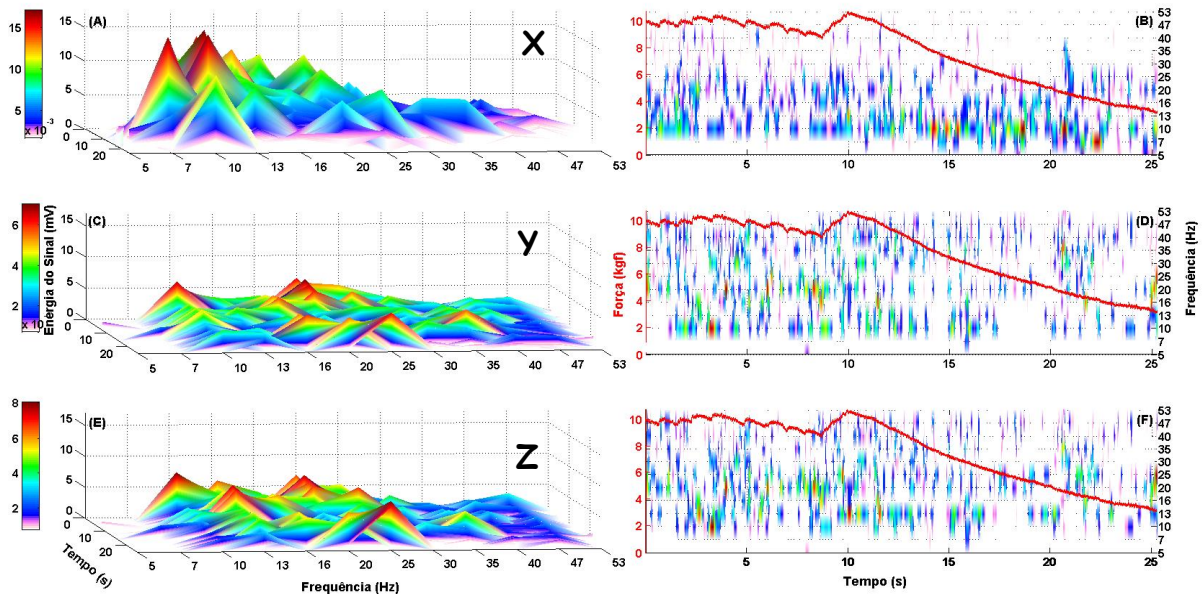


Figura 9 – Sinal de MMG em 3D (A, C e E) e 2D (B, D e F) com CaW durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocado. Eixo X (A e B), eixo Y (C e D), eixo Z (E e F). A escala de cores distribuída para a energia variou de branco a vermelho escuro. O valor máximo obtido entre os três eixos (15 mV) foi representado em vermelho escuro como limite superior; e valores iguais ou abaixo de 10% do valor máximo (0,15 mV) foram representados na cor branca. O sinal de força está representado por uma linha vermelha nas imagens 2D.

3.7.3 Atenuação do silêncio muscular

A média de 1 s de gravação do sinal com silêncio muscular (sem ativação da FES ou qualquer espasmo) foi definida como nível médio em todos os eixos e todas as bandas de frequências. Para minimizar os efeitos da amplitude de sinal espúrio do silêncio muscular sobre o sinal do protocolo, subtraiu-se o ruído do sinal bruto ($\text{Sinal}_{\text{limpo}} = \text{Sinal}_{\text{bruto}} - \text{Sinal}_{\text{ruído}}$) nos três eixos da MMG.

3.7.4 Estimativa do sinal do domínio temporal

A estimativa da energia no domínio temporal, correlacionado ao valor RMS do sinal, foi obtida após a filtragem e atenuação do sinal muscular com a transformada *wavelet* por meio da equação (6):

$$Energia_{eixo} = \sum_{fc_1}^{fc_{12}} MMG_{eixo} \quad (6)$$

Onde fc_1 é a banda de frequência inferior (5 Hz) e fc_{12} é a banda de frequência superior (53 Hz) e $eixo$ é o eixo do acelerômetro triaxial do sinal de MMG.

3.7.5 Largura de janela de análise

A largura de janela de análise escolhida foi de 1 s⁵⁹; como o sinal discreto possui 1000 pontos devido à frequência de aquisição ser 1 kHz, calculou-se a média do sinal para cada instante definido (a) pela equação (7) para a CaW e (b) pela equação (8) para a energia do domínio temporal,

$$\overline{MMG}_{eixo, fc, ins} = \frac{1}{n} \sum_i^n |MMG_{eixo, fc, ins}| \quad (7)$$

$$\overline{Energia}_{eixo, ins} = \frac{1}{n} \sum_i^n |Energia_{eixo, ins}| \quad (8)$$

onde, i é 1 e n é 1000 (frequência de aquisição), $eixo$ é o eixo do acelerômetro triaxial, fc é a banda de frequência e ins é o instante do protocolo (I-IV) para o sinal de MMG.

3.7.6 Normalização dos sinais

A normalização dos sinais foi necessária em função das diferenças entre os participantes, gerando valores com unidades arbitrárias (u.a.). As bandas de frequências foram normalizadas pelo valor máximo, das doze bandas, encontrando no instante inicial (I)⁶⁰ como mostra a equação (9),

$$MMG_NORM_{eixo, fc, ins} = \frac{\overline{MMG}_{eixo, fc, ins}}{\max(\overline{MMG}_{eixo, fc_1(\dots)fc_{12}, I})} \quad (9)$$

onde $eixo$ é o eixo do acelerômetro triaxial, fc é a banda de frequência e ins é o instante do

⁵⁹ 1 s foi considerado a melhor largura de janela de análise para avaliar o domínio temporal da MMG por indicar as mesmas informações que uma janela de 2s, poupando gasto computacional (NOGUEIRA-NETO *et al.*, 2013).

⁶⁰ Instante em que a fadiga neuromuscular é ausente.

protocolo (I - IV) para o sinal \overline{MMG} , fc_1 é a banda de frequência inferior (5 Hz) e fc_{12} é a banda de frequência superior (53 Hz).

A energia do sinal, estimada no domínio temporal pela equação (6), foi normalizada pela equação (10).

$$Energia_NORM_{eixo_ins} = \frac{\overline{Energia}_{eixo, ins}}{\overline{Energia}_{eixo, I}} \quad (10)$$

Onde, *eixo* é o eixo do acelerômetro triaxial e *ins* é o instante do protocolo (I-IV).

3.7.7 Frequência mediana

A frequência mediana (\tilde{F})⁶¹ (MERLETTI e LO CONTE, 1995) foi calculada por meio da equação (11) com o sinal processado e normalizado com a transformada de CaW,

$$\int_{fc_1}^{\tilde{F}} MMG_NORM(f)df = \int_{\tilde{F}}^{fc_{12}} MMG_NORM(f)df = \frac{1}{2} \int_{fc_1}^{fc_{12}} MMG_NORM(f)df \quad (11)$$

onde, \tilde{F} é a frequência mediana, $MMG(f)$ é o espectro de potência da frequência do sinal MMG_NORM . Como o processamento para a \tilde{F} provém do sinal normalizado das bandas de frequência da CaW (MMG_NORM), a \tilde{F} não foi normalizada posteriormente.

3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada em um código de programação customizado no programa MatLab[®] versão R2008a. Foram marcadas 76 coletas. No entanto, entre exclusões, desistências, problemas técnicos e demais motivos, o valor de N foi baixo (N=24, coxas direita e esquerda), e optou-se pela análise estatística não-paramétrica com o nível de confiança em 95% ($p \leq 0,05$) devido à distribuição não paramétrica. Dessa forma, para a análise descritiva, o resultado do cálculo da mediana (número central) do conjunto de dados foi computado quando pertinente.

Para a avaliação estatística entre grupos, o teste de Friedmann⁶² foi computado ($p \leq 0,05$) a fim de avaliar a diferença entre os instantes I, II, III e IV, para os sinais de força e de tensão elétrica da FES, além de avaliar a MMG em todos os eixos, para cada banda de frequência no domínio *wavelet*, no domínio do tempo (Energia) e no domínio da frequência

⁶¹ Do inglês: *median frequency*.

⁶² Relacionado com o teste paramétrico Análise de Variância.

(\tilde{F}). Para a análise entre grupos com significado estatístico, aplicou-se a análise *Post hoc* de *Wilcoxon signed rank*. Nesse caso, o valor de p foi ajustado pela correção de *Bonferroni* para comparações múltiplas, sendo quatro comparações (I - IV). Neste caso, o valor considerado significativo foi $p \leq 0,0125$. O teste de coerrelação de Spearman (ρ) foi aplicado entre o tempo e o nível da lesão medular com o sinal de força e de tensão elétrica da FES registrados no instante I (músculo fresco), para identificar se os fatores de tempo e nível de lesão teriam relação com a resposta de força ou com a amplitude de tensão elétrica registradas. Para a banda de frequência de CaW mais representativa para a fadiga neuromuscular, aplicou-se teste de regressão linear polinomial para cada participante, ao longo dos instantes (I a IV) para verificar se o evento de fadiga neuromuscular seria reconhecido individualmente.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, descrevem-se os resultados provenientes do método proposto para a presente tese. À medida que os achados são elencados ao longo do texto, hipóteses são levantadas, refutadas ou confirmadas por meio da discussão com outros autores que desenvolveram trabalhos correlatos, enfocando o evento de fadiga neuromuscular, seja em participantes hígidos ou afetados pela LM.

A duração média do período total do protocolo (I - IV) foi de $31,74 \pm 19,7$ s. Esse valor deve-se à predominância de fibras rápidas (mais fadigáveis) após a lesão medular (GERRITS *et al.*, 1999). No entanto, como os instantes foram selecionados por meio dos valores de força, o período individual de cada experimento não influenciou nos resultados. A Tabela 4 informa a força e a intensidade da FES durante o protocolo de fadiga neuromuscular. Os instantes I e II apresentam valores de mediana de força similares, 6,1 kgf e 6,0 kgf, respectivamente, sem diferença estatística (Figura 10), indicando que o controle em malha aberta foi eficaz. Com o decorrer do protocolo, houve redução significativa da mediana de força entre o instante I (6,1 kgf) com os instantes III (3,8 kgf) e IV (1,9 kgf). Mesmo com essa redução na força, a amplitude da tensão elétrica necessária para contrair a musculatura artificialmente foi incrementada significativamente (Figura 10) de acordo com o valor da mediana ao longo dos instantes I (149,0 V), II (194,5 V), III (245,2 V) e IV (249,0 V). Segundo Bigland-Ritchie e Woods (1984), fadiga muscular é qualquer redução na capacidade de geração de força do sistema neuromuscular, independentemente da força necessária em qualquer situação. A partir dessa afirmação e dos resultados mostrados na Tabela 4 e ilustrados na Figura 10, verifica-se que o presente protocolo, aplicado em voluntários com lesão medular, levou à fadiga neuromuscular eletricamente evocada.

Tabela 4 – Força e intensidade da FES necessária para o controle do músculo quadríceps.

Instante	Força (kgf)	Intensidade da FES (V)
I	$6,1 \pm 3,9$	$149,0 \pm 38,2$
II	$6,0 \pm 3,9$	$194,5 \pm 45,5$
III	$3,8 \pm 2,6$	$245,2 \pm 39,8$
IV	$1,9 \pm 1,2$	$249,0 \pm 31,2$

Valor da mediana \pm desvio padrão. FES: estimulação elétrica funcional.

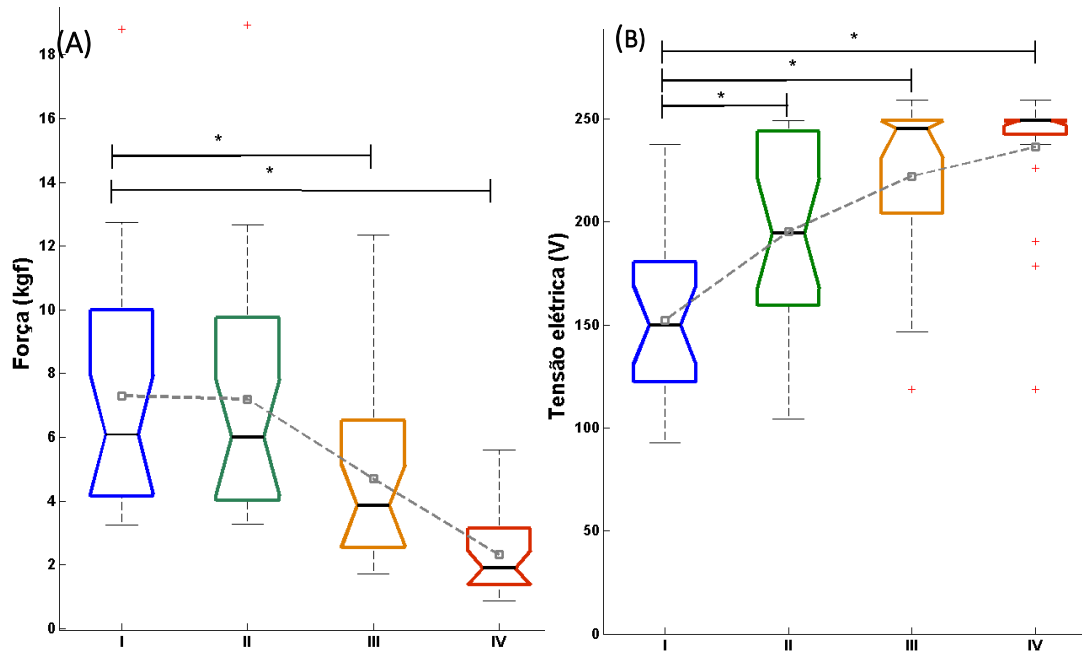


Figura 10 - Gráfico tipo *boxplot* dos sinais de força (A) e tensão elétrica(B) durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, —: valor da mediana, □: valores médios. *: $p \leq 0,0125$. Dados não normalizados.

O teste de correlação de Spearman indicou que tanto o tempo quanto o nível da LM de cada participante não influenciaram estatisticamente os resultados de força e de amplitude de tensão elétrica configurados pela FES no instante I (músculo fresco). Os coeficientes para o nível da LM com a resposta de força ($\rho = 0,04$) e com a resposta da amplitude de tensão elétrica ($\rho = -0,21$) não apresentaram diferença significativa, com valores de $p = 0,84$ e $0,30$, respectivamente; bem como os coeficientes para o tempo decorrente da LM com a resposta de força ($\rho = -0,02$) e com a resposta da magnitude de tensão elétrica ($\rho = -0,31$) não apresentaram diferença significativa, com valores de $p = 0,91$ e $0,14$. Dessa forma, comparando-se dois participantes da pesquisa antropomorficamente semelhantes, não houve padrão da relação do tempo como nível da lesão medular com a resposta de força ou com a intensidade de tensão elétrica aplicada durante o protocolo. O mais importante foi o participante realizar atividades físicas rotineiramente por meio de esportes adaptados ou mesmo fisioterapia. Nenhum participante passou por treino prévio específico para a aplicação da FES, além da sua rotina normal de reabilitação física ou atividades paratléicas.

4.1 RESPOSTA TEMPORAL E ESPECTRAL DURANTE A FADIGA NEUROMUSCULAR

A Figura 11 mostra a resposta da energia total do sinal de MMG normalizada (Energia_NORM) de todos os eixos do sensor, nos distintos instantes do protocolo. Sobre esses resultados, os eixos X e Y, deslocamento transverso e longitudinal, respectivamente, apresentaram diferenças estatisticamente significativas da Energia_NORM. No eixo X, houve diferença na Energia_NORM, $p \leq 0,0125$, entre o instante I e os instantes II e IV. Já no eixo Y houve redução na Energia_NORM, $p \leq 0,0125$, entre o instante IV e os instantes II e III. No eixo Z ocorreu a mesma tendência de redução da Energia_NORM ao longo do protocolo de fadiga neuromuscular (I a IV); no entanto, com $p \geq 0,0125$.

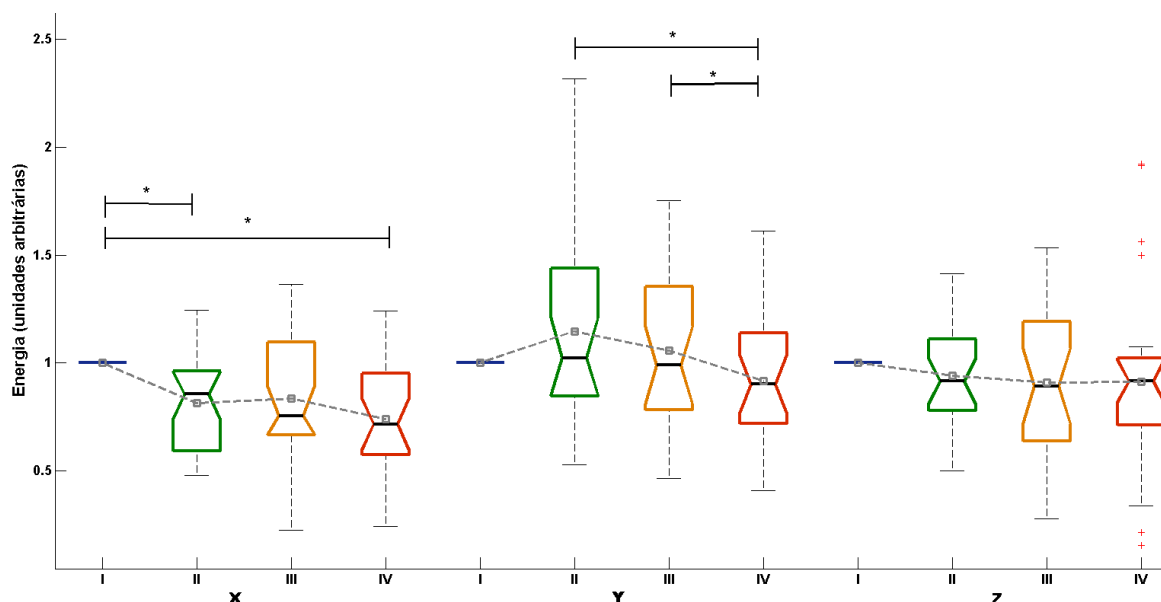


Figura 11 - Gráfico tipo *boxplot* da Energia_NORM durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, -: valor da mediana, □: valores médios, *: $p \leq 0,0125$.

Os resultados apresentados na Figura 11 evidenciam uma redução de Energia_NORM, principalmente no instante IV, que é o mais afetado pela fadiga neuromuscular. Pessoas com lesão medular atingem a fadiga neuromuscular mais rapidamente que pessoas hígdas (GERRITS *et al.*, 1999), mas com a mesma tendência na resposta temporal da MMG. É o que indica o estudo de Orizio e colegas (2003) com participantes hígdos, no qual concluíram que em alto nível de esforço, o descriptor temporal MMG_{RMS} diminui devido à redução no recrutamento de fibras do tipo rápidas (glicolíticas) durante a fadiga neuromuscular. Vaz e colegas (1996) avaliaram a fadiga neuromuscular em voluntários hígdos por meio de contração voluntária e inferiram que durante o protocolo a fadiga neuromuscular estaria

associada ao tremor muscular. O estudo foi realizado com um acelerômetro uniaxial e verificou-se redução da energia do eixo ântero-posterior (Z) para o músculo RF. Entretanto, na presente tese, a redução da energia para o eixo Z foi descritiva (sem significado estatístico).

O decaimento do MMG_{RMS} durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada foi evidenciado por Faller e colegas (2009), tendo pessoas hígdas como participantes em 30% da contração voluntária máxima. No entanto, Tarata (2003) testando a fadiga neuromuscular em participantes hígdos com contração voluntária de 25% da contração voluntária máxima, observou aumento do MMG_{RMS} . Os resultados de Orizio e colegas (2003), para alto nível de esforço, e de Faller e colegas (2009), com contração eletricamente evocada, são similares aos encontrados no presente trabalho com pacientes paraplégicos, principalmente para o eixo X, com redução da mediana da energia do sinal de 0,85 u.a. para 0,71 u.a. para os instantes I e IV, respectivamente.

A Figura 12 mostra a resposta de \tilde{F} sem significado estatístico para o teste de *Friedmann* entre grupos durante os protocolos. Mesmo com diferenças das bandas de frequência da CaW de aproximadamente 5 em 5 Hz (doze bandas distribuídas entre 5 e 53 Hz), as \tilde{F} do sinal de MMG ficaram concentradas em baixas frequências (7 Hz a 25 Hz), ao longo dos instantes analisados.

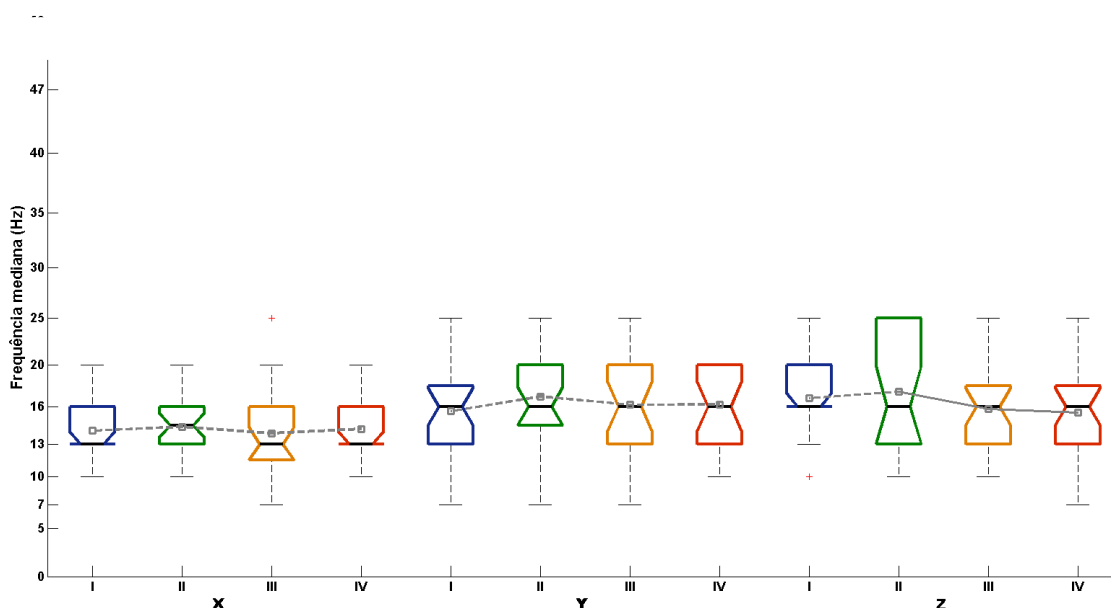


Figura 12 - Gráfico tipo *boxplot* da frequência mediana durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, ___: valor da mediana, : valores médios.

Pesquisadores como Tarata (2003), Esposito e colegas (2005), Madeleine e colegas (2006), avaliaram a fadiga neuromuscular com MMG em voluntários hígidos por meio da contração voluntária e definiram que o surgimento da fadiga acarreta em redução da \tilde{F} . Além disso, Vaz e colegas (1996) associaram a concentração de \tilde{F} em baixas frequências durante a fadiga neuromuscular ao tremor muscular que ocorre depois que uma massa é sustentada por um longo tempo como, por exemplo, a manutenção de um tijolo com o ombro flexionado a 90°. Os resultados expressos na Figura 12 indicam que, na presente pesquisa, a \tilde{F} da vibração das miofibrilas do músculo reto femoral de paraplégicos não é sensível às variações fisiológicas nos instantes do protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada possivelmente devido a contração ser evocada eletricamente como ocorreu com participantes hígidos em Faller e colegas (2009).

Entre as Figura 13 e Figura 24, ilustram-se as respostas de cada banda de frequência (f_c), entre 5 e 53 Hz, para cada eixo (X, Y e Z) em cada instante (I - IV). Cada banda de frequência apresenta um fundo de escala próprio para os valores MMG_NORM. Diferentemente de analisar o sinal como um todo pela \tilde{F} , sete das doze bandas de frequência calculadas por meio da transformada CaW apresentam variação significativa dos valores normalizados com o surgimento da fadiga neuromuscular, principalmente entre os instantes I ($F_{100\%}$) e IV ($F_{30\%}$).

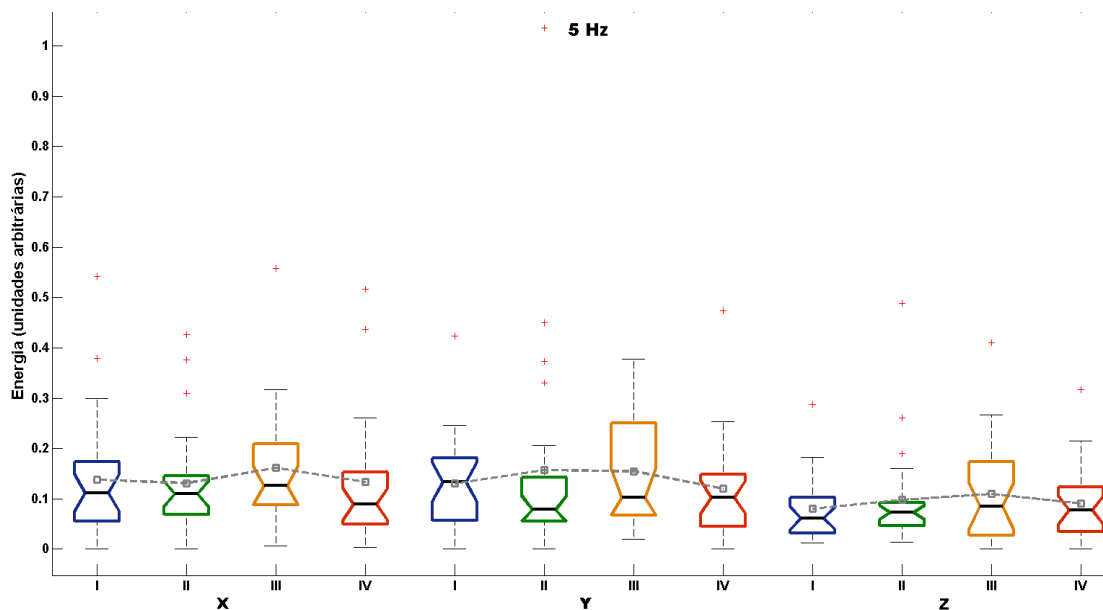


Figura 13 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 5 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I ($F_{100\%}$), II ($F_{100\%}$), III ($F_{65\%}$), IV ($F_{30\%}$). +: outliers, __: valor da mediana, □: valores médios.

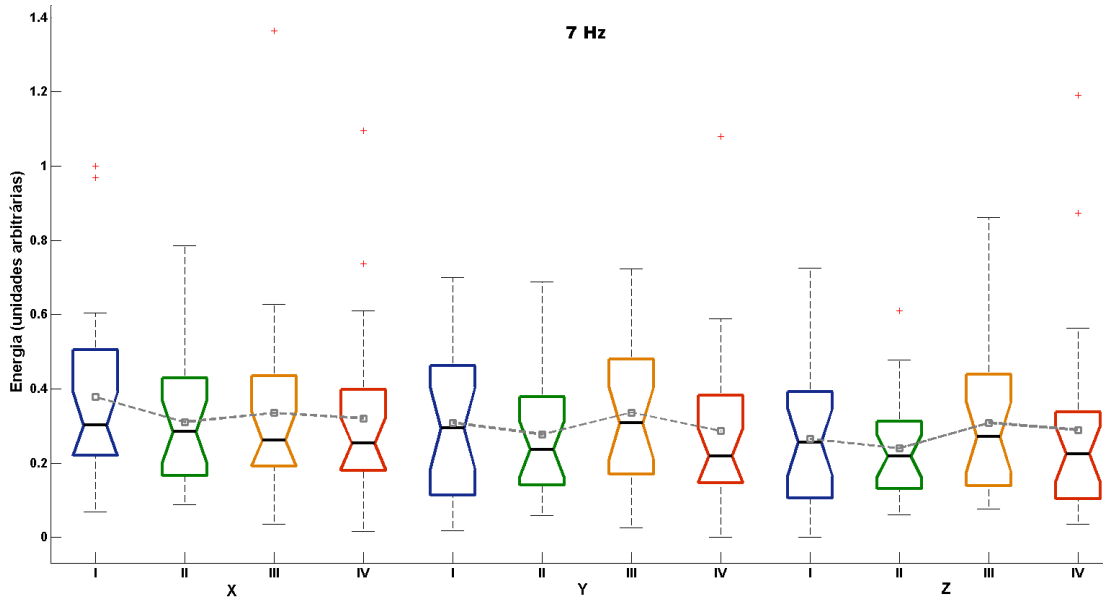


Figura 14 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 7 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, __: valor da mediana, □: valores médios.

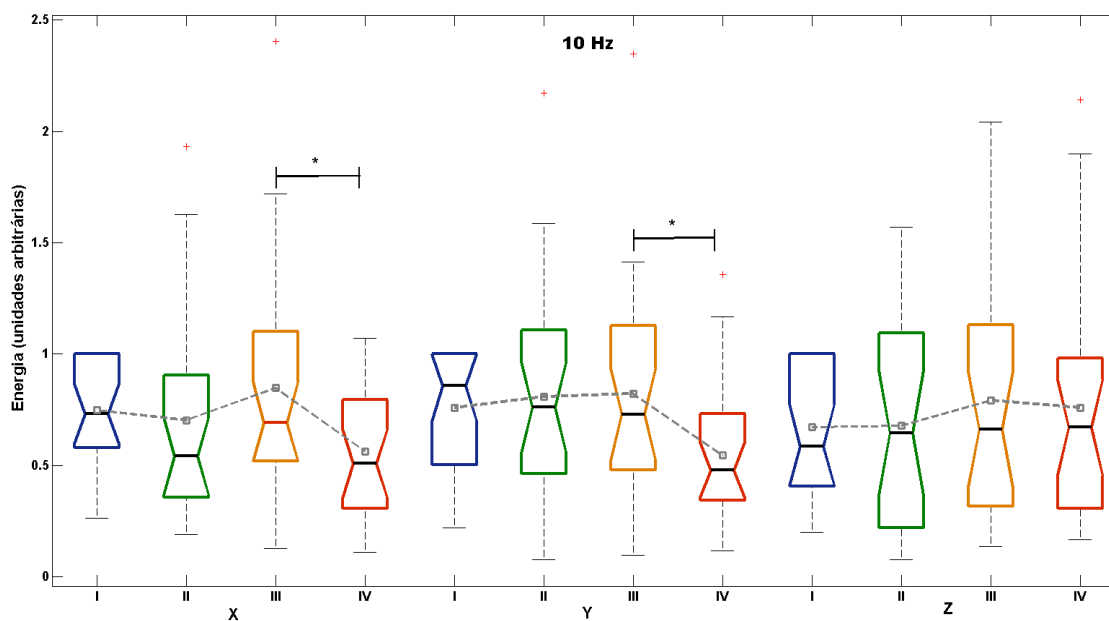


Figura 15 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 10 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, __: valor da mediana, □: valores médios, *: $p \leq 0,0125$.

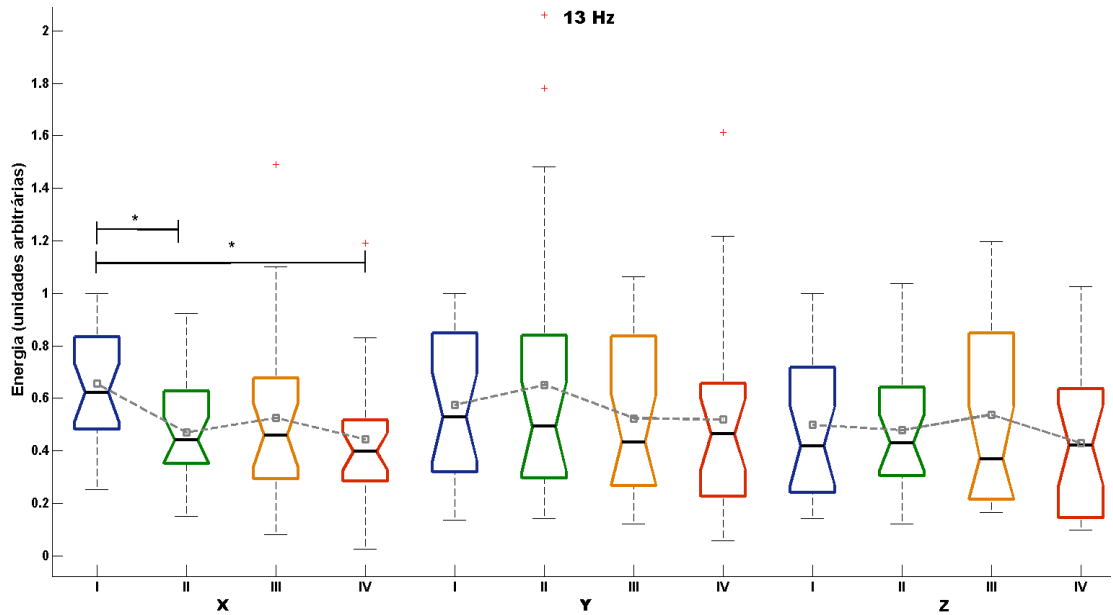


Figura 16 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 13 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, __: valor da mediana, □: valores médios, *: $p \leq 0,0125$.

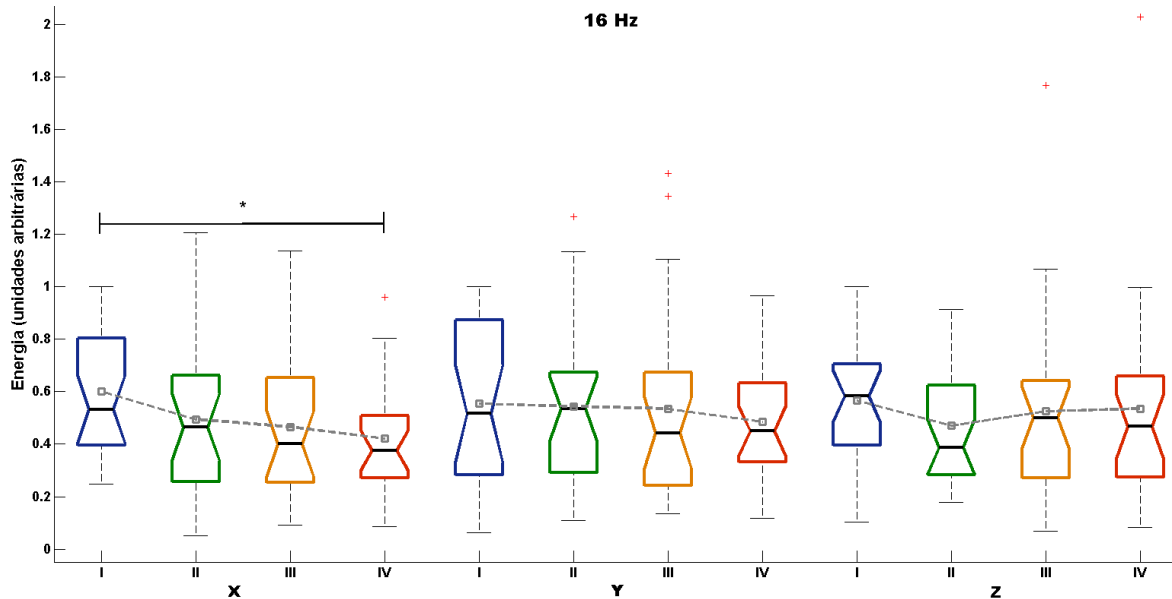


Figura 17 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 16 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, __: valor da mediana, □: valores médios, *: $p \leq 0,0125$.

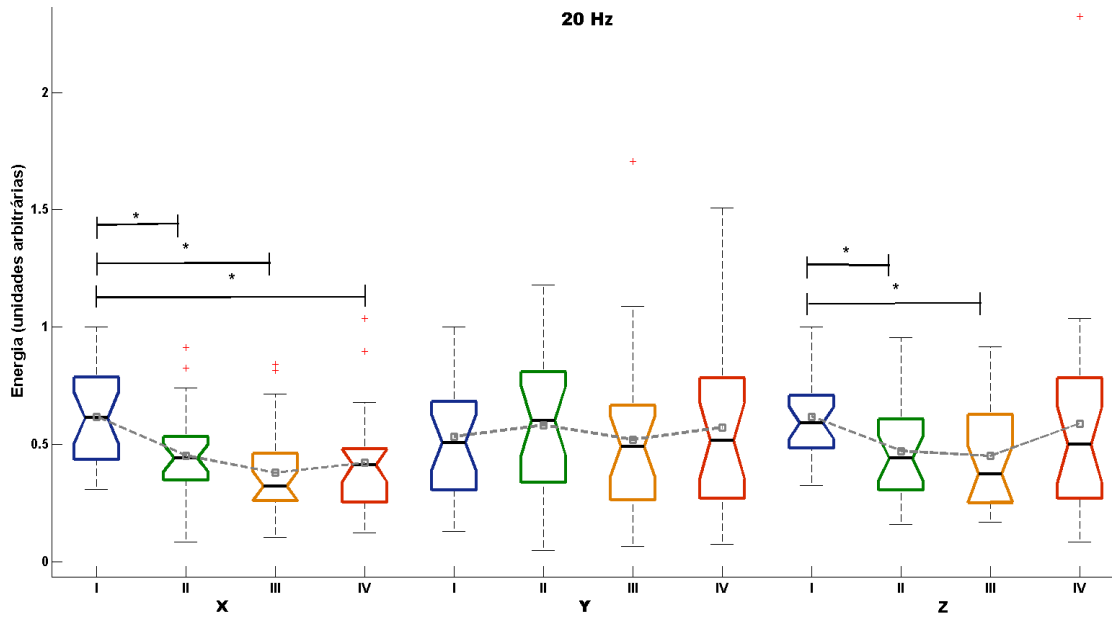


Figura 18 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 20 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: *outliers*, __: valor da mediana, □: valores médios, *: $p \leq 0,0125$.

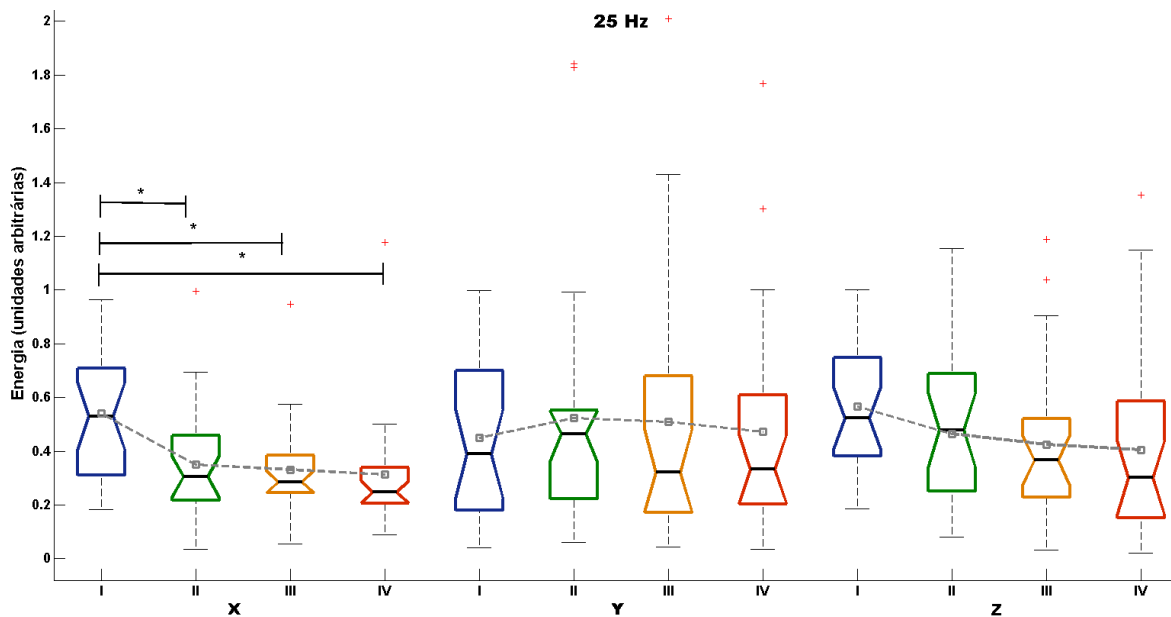


Figura 19 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 25 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: *outliers*, __: valor da mediana, □: valores médios, *: $p \leq 0,0125$.

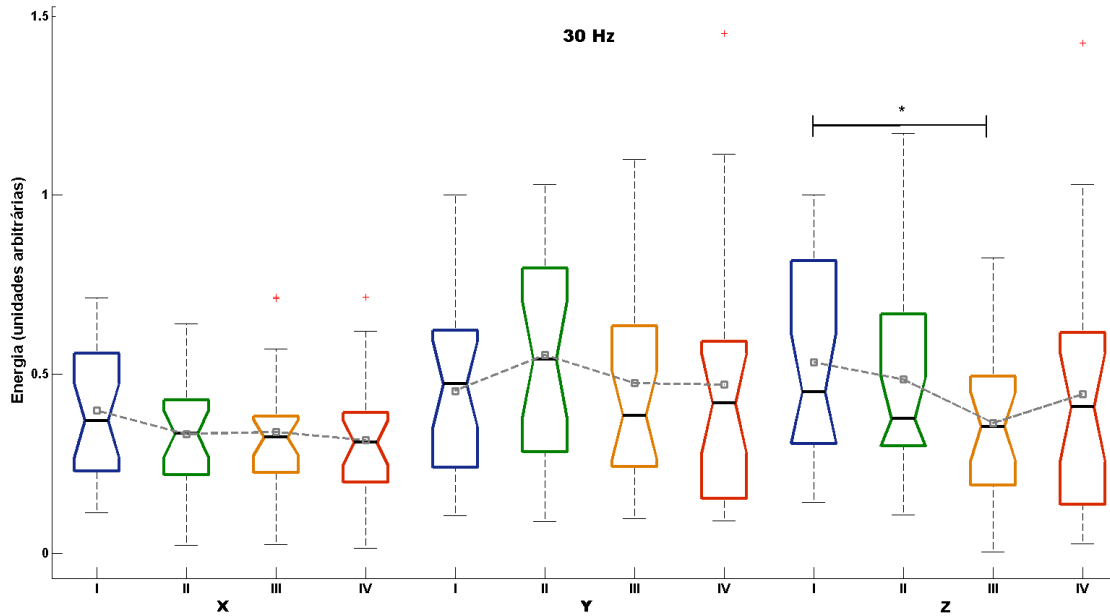


Figura 20 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 30 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, __: valor da mediana, □: valores médios, *: $p \leq 0,0125$.

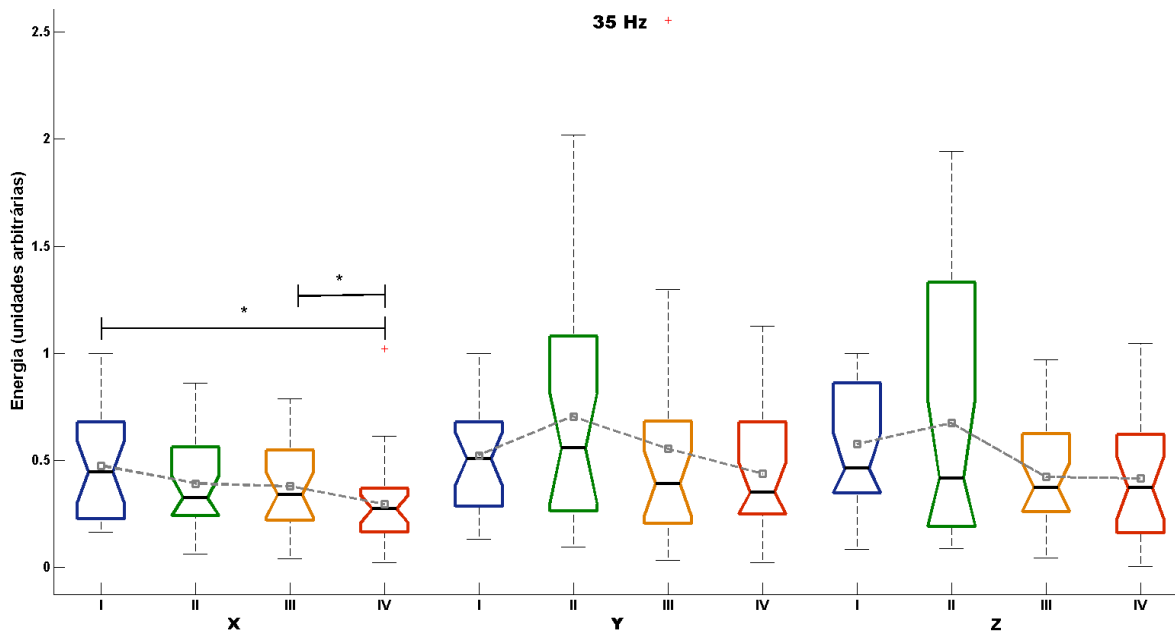


Figura 21 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 35 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, __: valor da mediana, □: valores médios, *: $p \leq 0,0125$.

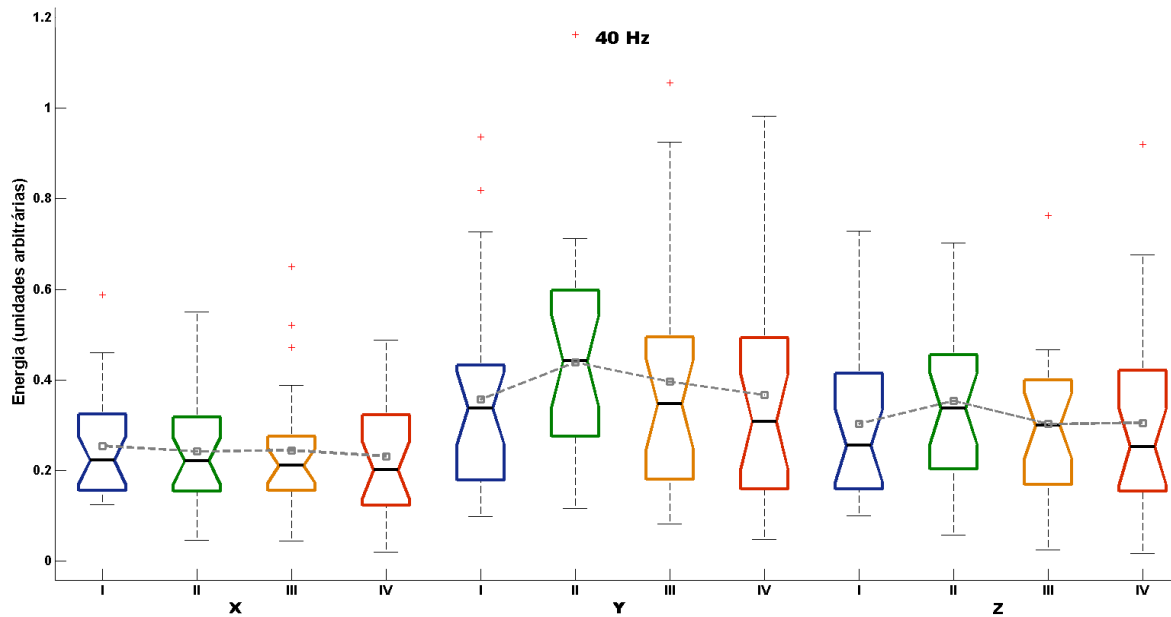


Figura 22 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 40 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, __: valor da mediana, □: valores médios.

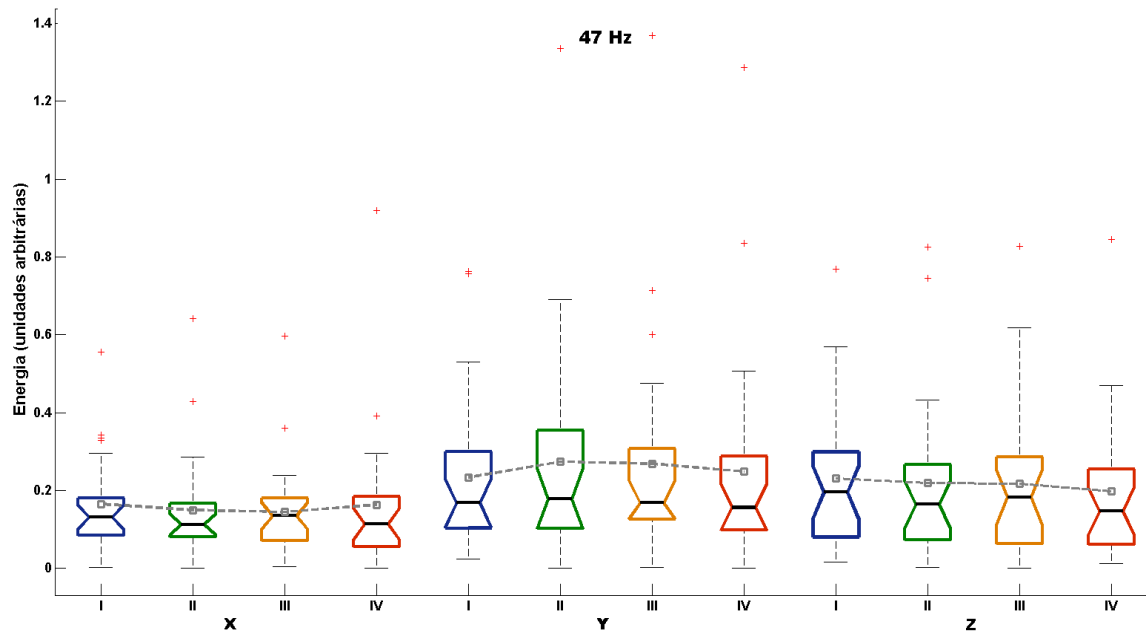


Figura 23 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 47 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, __: valor da mediana, □: valores médios.

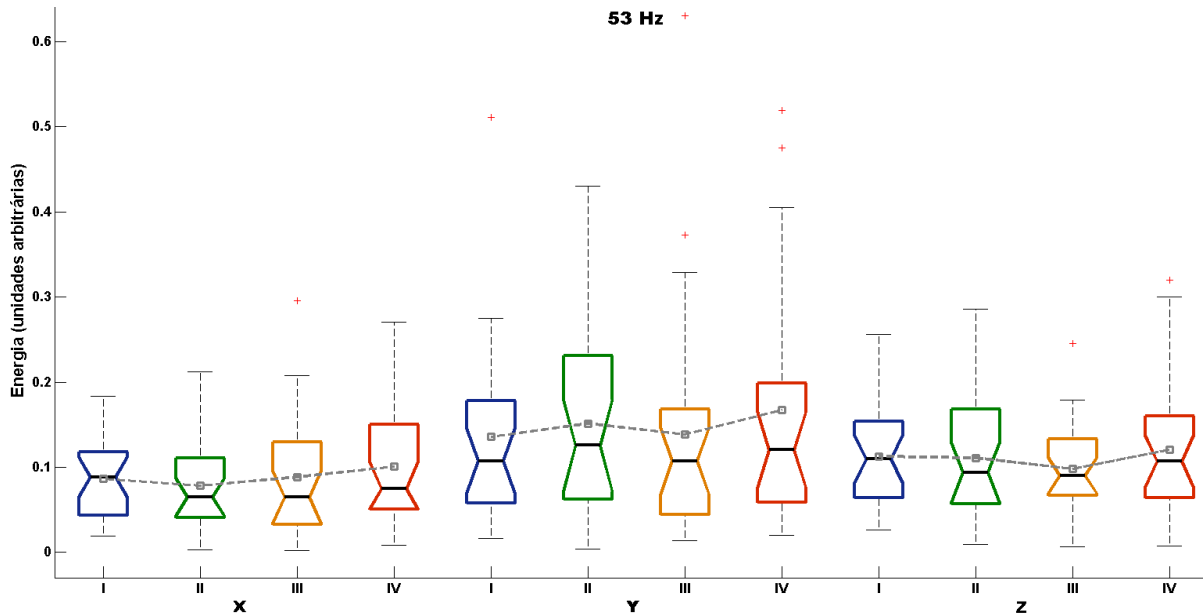


Figura 24 - Gráfico tipo *boxplot* da MMG_NORM para a banda de frequência de 53 Hz durante protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada em participantes com lesão medular. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). +: outliers, __: valor da mediana, □: valores médios.

4.2 IDENTIFICAÇÃO DO INÍCIO DA FADIGA NEUROMUSCULAR

A transformada CaW baseia-se no trabalho de von Tscherner (2000) que adaptou para a EMG e no trabalho de Beck e colegas (2008) que, posteriormente, adaptou onze bandas de frequência, entre 2,07 Hz e 118,68 Hz, para a MMG e aplicou pesquisas em participantes hígidos (BECK *et al.*, 2009). No entanto, a contração evocada artificialmente por FES não segue a sequência de recrutamento de fibras musculares postulada por Henneman e colegas (1965) e De Luca e Erim (1994), onde as fibras musculares lentas (com motoneurônios menores) são ativadas antes que as fibras musculares rápidas (com motoneurônios maiores). Diferentemente da sequência de ativação fisiológica dos motoneurônios e suas respectivas fibras musculares, Gregory e Bickel (2005) afirmam que durante a contração evocada por FES, ambas as fibras lentas e fibras rápidas são recrutadas sem seletividade, independentemente do nível de força.

Por outro lado, contrações eletricamente evocadas, mesmo com frequências moduladas altas, de 70 e 100 Hz, como indicado em estudo piloto com voluntário hígido, por Oliveira e colegas (2013), não apresentou vibrações musculares significativas acima de 50 Hz no seu conteúdo espectral. Dessa forma, mesmo com o ajuste da CaW no presente trabalho, para doze bandas de frequência entre 5 e 53 Hz, as bandas inferiores 5 Hz (Figura 13) e 7 Hz (Figura 14) e bandas superiores 40 Hz (Figura 22), 47 Hz (Figura 23) e 53 Hz (Figura 24) não

apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$ no teste de *Friedmann*, entre grupos) entre os instantes do protocolo.

A banda de frequência de 10 Hz apresentou a maior moda estatística⁶³ entre todas as bandas de frequência, em todos os eixos e em todos os instantes. A Tabela 5 mostra o percentual de vezes que a frequência de 10 Hz esteve presente entre todas as coletas experimentais (N=24). O instante III (F_{65%}) do eixo X foi o que apresentou a maior incidência dessa frequência (58%). Archer e colegas (2012) registraram diferentes níveis de contração voluntária máxima em voluntários hígidos e pontuaram que o eixo Y (longitudinal) vibra preferencialmente com frequências maiores, 25 Hz ou acima, que o eixo Z (perpendicular). No entanto, como o presente estudo registrou a contração evocada artificialmente por estimulação elétrica, há tendência das vibrações permanecerem com pico de energia preponderantemente em torno de 10 Hz. O eixo X foi o que apresentou o maior número de diferenças estatísticas nos resultados apresentados na presente pesquisa, representando o deslocamento látero-lateral (transversal) da vibração das fibras musculares. O eixo Y registra o deslocamento longitudinal do sensor; como o mesmo é alinhado com o cabo, a presença do cabo pode ter interferido no sinal adquirido. O eixo Z é o sentido perpendicular, onde existe o vetor de força da gravidade; no entanto, o deslocamento do acelerômetro nesse eixo ocorre a favor e contra o vetor de movimento da aceleração da gravidade, o que tende a eliminar o efeito da gravidade já que o sinal teve o seu valor absoluto processado. Como o músculo avaliado (RF) tem seu padrão de fibras musculares classificado como bipenado (BLEMKER e DELP, 2006), o deslocamento do sensor de MMG não segue uma padronização nos vetores de vibração registrados devido à organização morfológica das fibras, determinando a necessidade do uso triaxial da MMG, que denotou maior influência no eixo X da presente pesquisa.

Tabela 5 – Percentual de participantes que tiveram a banda de frequência de 10 Hz como pico de energia durante o protocolo de fadiga neuromuscular

Eixos	Instante			
	I (%)	II (%)	III (%)	IV (%)
X	37,50	54,17	58,33	45,83
Y	33,33	37,50	25,00	20,83
Z	33,33	37,50	41,67	37,50

⁶³ Valor que detém o maior número de observações.

O presente estudo tem 70 Hz como frequência modulante da FES. Ao invés de bandas próximas desse valor, como 53 Hz, mostrarem maior energia, esse evento ocorreu para a faixa de frequência de 10 Hz, evidenciando que a vibração do músculo não é correlacionada à frequência modulante da FES, como suposto em estudo prévio (KRUEGER *et al.*, 2013b).

Uma explicação neurofisiológica para esse achado é que a lesão medular leva à redução do diâmetro e da taxa de mielinização de axônios (NASHMI e FEHLINGS, 2001). Além disso, a velocidade de condução do impulso nervoso é reduzida e o período refratário é aumentado, conseqüentemente, diminuindo a frequência de disparo dos motoneurônios, o que é interpretado como redução da vibração pela MMG. A essa hipótese acrescenta-se que as miofibrilas vibram de forma coerente (YAO *et al.*, 2000), com frequências em torno de 10 Hz durante aplicação de frequências modulantes de FES para contrações tetânicas (acima de 50 Hz).

Para o início da fadiga neuromuscular, comparando-se os instantes I e II, apenas o eixo X indicou diferença significativa para as bandas de frequência. Houve redução da energia do sinal (valor da mediana dos dados) mesmo com a mesma intensidade de força para as bandas de frequência de 13 Hz (I: 0,62 u.a., II: 0,44 u.a.), 20 Hz (I: 0,61 u.a., II: 0,44 a.u.) e 25 Hz (I: 0,53 u.a., II: 0,30 a.u.), como mostram as Figura 16, Figura 18 e Figura 19, sendo a banda de frequência de 25 Hz a que apresentou maior redução.

A redução da energia do sinal apresentado nos resultados pode estar acompanhada do fenômeno fisiológico denominado adaptação/habituação do motoneurônio (PERON e GABBIANI, 2009), que ocorre durante a fadiga neuromuscular (GANDEVIA *et al.*, 1995). Essa característica da célula nervosa ocorre devido a um estímulo prolongado, como na aplicação constante da FES (YU e CHANG, 2010), que incrementa o limiar de despolarização prejudicando a ativação dos canais de Na⁺ na membrana nervosa (HODGKIN e HUXLEY, 1952) e, conseqüentemente, reduzindo a força de contração.

Entre os instantes III e IV, as frequências de 10 e 35 Hz apresentaram diferenças significativas, enfocando a frequência de 10 Hz que apresentou incremento da energia do instante II ao III e posterior redução no instante IV como mostra a Figura 15. Esse incremento da energia (instante II e III) da banda de 10 Hz com o desenvolver da fadiga neuromuscular é acompanhado de maneira descritiva (sem diferenças significativas) pelas frequências de 5 Hz (Figura 13) e 7 Hz (Figura 14). Esses aumentos na concentração de energia nas baixas frequências associam-se aos tremores musculares observados macroscopicamente e comentados por Vaz e colegas (1996). Entretanto, como essas frequências não mostraram

significância em outros instantes, principalmente no instante I (músculo não fadigado), parecem não serem de grande valia em sistemas de controle em malha fechada.

4.3 BANDAS DE FREQUÊNCIA QUE MELHOR CARACTERIZAM A FADIGA NEUROMUSCULAR

Somente os dados do eixo X apresentaram diferenças significativas entre os instantes I (músculo não fadigado) e IV (músculo fadigado) para as bandas de frequência entre 13 e 35 Hz (exceto 30 Hz). Portanto, o eixo X mostrou-se o mais eficaz para o reconhecimento da fadiga neuromuscular em pessoas com lesão medular. Para as bandas de frequência entre 13 e 35 Hz, a banda de frequência 25 Hz indica a maior redução do valor da mediana (I: 0,53 u.a. e IV: 0,24 u.a.) além de possuir diferença significativa entre o instante I com os instantes subsequentes (Figura 19). A fadiga neuromuscular acarreta em diminuição na velocidade de condução nervosa dos indivíduos paraplégicos, um fator periférico que também ocorre em pessoas híginas (SCHILLINGS *et al.*, 2003). Esse evento, em nível mecânico, é representado pela redução da vibração nas miofibrilas registrada como redução da energia do domínio temporal e das bandas de frequência do domínio *wavelet*.

No passado, os critérios para a avaliação da fadiga neuromuscular em pacientes paraplégicos durante aplicação de FES eram limitados, sendo a força o principal deles (LEVY *et al.*, 1990). Com o passar dos anos, pesquisadores agregaram a EMG a esse contexto (MERLETTI *et al.*, 1992). Com esse escopo, Mizrahi e colegas (1994) testaram o sistema com quatro voluntários paraplégicos e mesmo com artefatos presentes no sinal, evidenciaram a redução no descritor temporal, valor pico a pico, com o surgimento da fadiga neuromuscular. Após dois anos, Rabischong (1996) com a mesma linha de protocolo, mas avaliando quinze voluntários paraplégicos, relatou um aumento no tempo entre os picos do descritor temporal valor pico a pico. Matematicamente, o período é inversamente proporcional à frequência, e dessa forma, o achado de Rabischong (1996) está correlacionado à redução na resposta em frequência que ocorre com o surgimento da fadiga neuromuscular.

Recentemente, Cologni e colegas (2013) desenvolveram um sistema de ativação da FES por meio de contração residual para pacientes com sequelas de acidente vascular cerebral. No entanto, esse sistema possui banda passante de alta frequência (200-700 Hz), impossibilitando o estudo da fadiga neuromuscular. Em outro estudo, Yochum e colegas (2012) desenvolveram um sistema combinado de FES-EMG com supressão de artefatos e

avaliaram a fadiga do músculo bíceps braquial em dez voluntários hígidos. Com o surgimento da fadiga neuromuscular, os descritores temporais, espectrais e *wavelet* mostraram redução. No entanto, mesmo com o algoritmo de supressão de artefatos provenientes pela aplicação de FES sobre a EMG, os resultados de Yochum e colegas (2012) foram similares aos obtidos com MMG para voluntários hígidos de outros trabalhos (TARATA, 2003; ESPOSITO *et al.*, 2005; MADELEINE *et al.*, 2006). Diferentemente desses autores que avaliaram a fadiga neuromuscular em participantes hígidos, os resultados do presente estudo não mostram mudanças significativas na \tilde{F} , mas sim redução da energia no domínio temporal e das bandas de frequência no domínio *wavelet*. Utilizando os principais dados encontrados nesta pesquisa, a Figura 25 ilustra didaticamente, com valores médios, as alterações existentes na vibração muscular durante a fadiga neuromuscular em pessoas com LM, com aumento constante da intensidade da FES e redução da resposta de força. Além disso, as bandas de frequência com maior redução estão representadas na paleta de cores pelo laranja e vermelho escuro, evidenciando a maior redução da banda de frequência de 25 Hz.

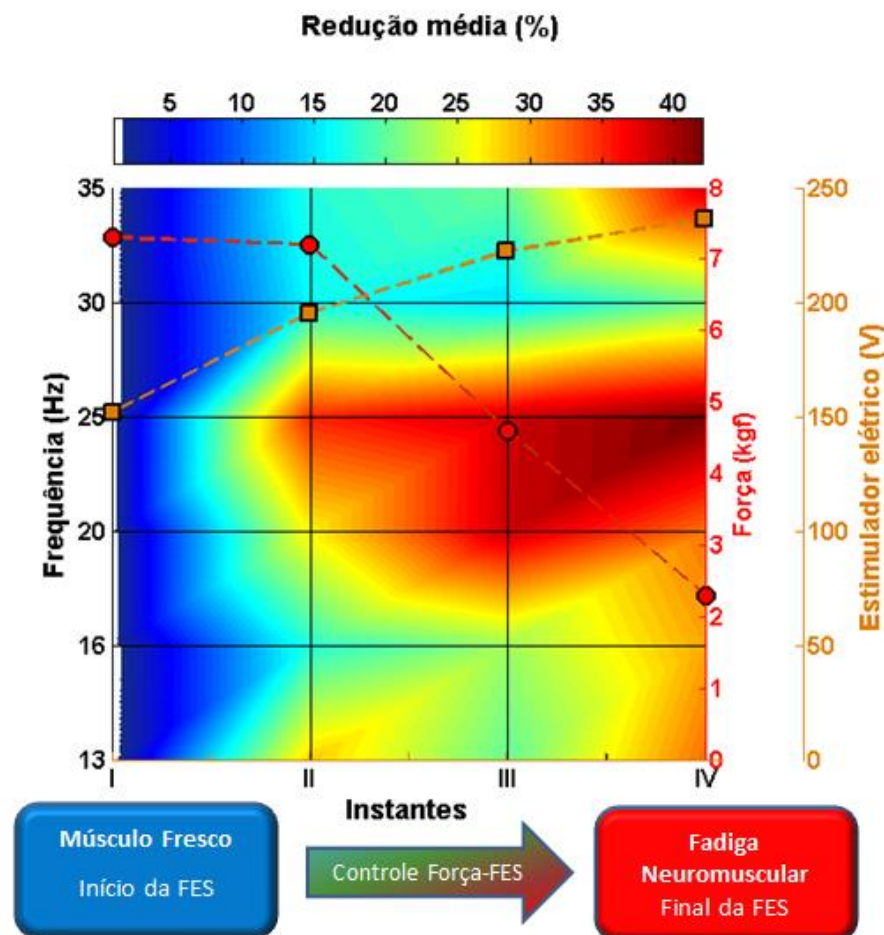


Figura 25 - Representação da vibração muscular durante a fadiga neuromuscular dos participantes da pesquisa. Valores médios da redução das principais bandas de frequências (mapa de cores) do eixo X (latero-lateral) do sensor de mecanomiografia. ●: força média dos participantes. ■: intensidade média do estimulador elétrico.

Desta forma, com voluntários paraplégicos, a resposta da fadiga neuromuscular eletricamente evocada é evidente na redução da energia das bandas de frequência de 13 a 35 Hz, principalmente da banda de frequência 25 Hz com redução significativa em todos os instantes avaliados durante os protocolos. A frequência de 35 Hz que estaria mais associada com fibras rápidas, de maior proporção em pacientes com LM (GERRITS *et al.*, 1999), por ser mais susceptível à fadiga, deveria ter uma redução acentuada antes das frequências inferiores. Como essa hipótese não se concretizou, evidencia-se que a contração eletricamente evocada em pessoas com LM não segue um padrão durante o início (GREGORY e BICKEL, 2005), como ocorre fisiologicamente (HENNEMAN *et al.*, 1965; DE LUCA e ERIM, 1994) e também não segue um padrão na redução da energia das altas frequências, seguida das baixas frequências, como ocorre na fadiga neuromuscular voluntariamente evocada (TARATA, 2003; ESPOSITO *et al.*, 2005; MADELEINE *et al.*, 2006).

Mesmo que as medições antropométricas realizadas estejam validadas mundialmente e que a metodologia aplicada seja confiável, devido à condição fisiológica individual de cada participante, aplicou-se o teste de regressão polinomial para cada participante entre a banda de frequência de 25 Hz ao longo dos instantes (I a IV) como mostra a Figura 26.

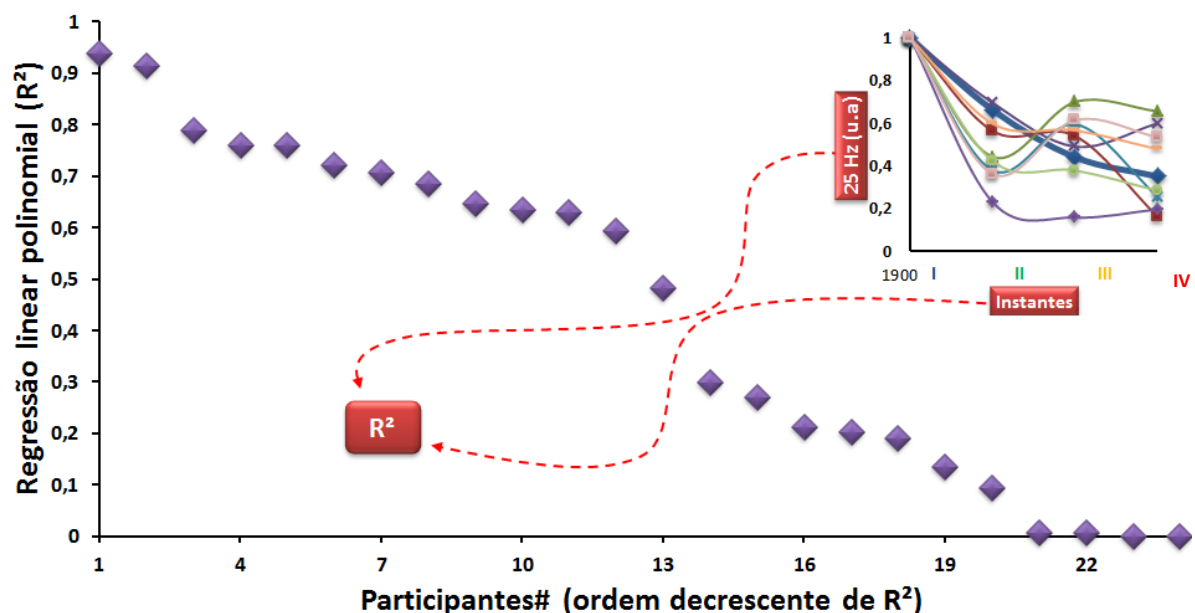


Figura 26 – Regressão polinomial da redução dos valores da banda de frequência de 25 Hz ao longo dos instantes do protocolo para cada participante. Instantes: I (F_{100%}), II (F_{100%}), III (F_{65%}), IV (F_{30%}). Seta vermelha: representação das dimensões utilizadas para o cálculo de R^2 .

Os resultados da Figura 26 indicam que individualmente 16% dos participantes apresentaram $R^2 < 0,1$ para a resposta de diminuição da energia da banda de frequência de 25

Hz com o surgimento da fadiga neuromuscular; sendo assim, para esses 16% dos participantes, a resposta da redução da energia da banda de 25 Hz não se aplica quando houve a detecção da fadiga neuromuscular nos demais participantes. Beck e colaboradores (2014), realizando testes de regressão linear durante fadiga neuromuscular induzida por cinquenta contrações dinâmicas voluntárias em diferentes músculos do quadríceps com a técnica de EMG, encontraram em determinados protocolos que dos 19 voluntários apenas 10 apresentavam um valor de $R^2 > 0,1$. Dessa forma, as limitações desta tese envolvem a dificuldade de se realizar experimentos em humanos, principalmente na população com lesão medular devido aos problemas diretos e indiretos relacionados à sua condição física. Qualquer remédio comercial ou terapia que seja reconhecido pelas agências reguladoras nacionais ou internacionais não terá o mesmo efeito sobre a totalidade dos indivíduos em que for aplicado, mesmo que possuam a mesma patologia.

5 CONCLUSÕES

Neste capítulo, apresentam-se as principais conclusões extraídas a partir da aplicação do protocolo experimental e seus resultados, enumerando-se também sugestões que visam à continuidade e o aprofundamento da pesquisa, além de suas possíveis aplicações clínicas em reabilitação.

5.1 CONCLUSÕES

A fadiga neuromuscular eletricamente evocada no músculo reto femoral de pacientes com lesão medular caracteriza-se pela redução da energia vibração muscular, tanto no domínio temporal como *wavelet*. Identifica-se o evento de fadiga neuromuscular na população estudada com maior evidência no eixo X (deslocamento látero-lateral) do sensor triaxial de mecanomiografia:

(1) a resposta temporal da energia do sinal vibracional mostrou redução para os diferentes eixos de deslocamento do sensor de MMG durante o protocolo de fadiga neuromuscular eletricamente evocada. O eixo X registrou redução significativa da Energia_NORM com o surgimento da fadiga neuromuscular entre os instantes I (músculo fresco) e IV (músculo fadigado). Não houve diferenças significativas para todas as bandas de frequência do domínio *wavelet*, mostrando que as bandas efetivas na detecção da fadiga

neuromuscular eletricamente evocada ocorreram entre 13 Hz e 35 Hz, no eixo X. No entanto, em momento algum houve diferença significativa na detecção da fadiga neuromuscular do sinal quando processado com a frequência mediana;

(2) com o início da fadiga neuromuscular, para o eixo X, houve reduções significativas entre os instantes I (fresco) e II (pré-fadigado e antes do controle da FES falhar na manutenção da força) para as bandas de frequência de 13 Hz, 20 Hz, e 25 Hz, sendo a banda de frequência de 25 Hz indicada como a principal por mostrar maior redução significativa.

(3) concluiu-se que as bandas de frequência efetivas na detecção da fadiga neuromuscular eletricamente evocada ocorreram no eixo X e situam-se entre 13 e 35 Hz, principalmente, a banda de 25 Hz foi a mais importante na caracterização da fadiga neuromuscular no presente protocolo, pois teve redução significativa entre o instante I (valor da mediana dos dados de 0,53 u.a.) e os demais instantes [II (0,30 u.a.), III (0,28 u.a.) e IV (0,24 u.a.)], ou seja, quanto maior a ocorrência da fadiga neuromuscular, maior a redução da energia da banda de frequência de 25 Hz.

5.2 TRABALHOS FUTUROS

A continuação de trabalhos na mesma linha é necessária para utilização prática dos presentes achados, desde testes a serem realizados em diferentes tipos de contração, como concêntrica, excêntrica e isométrica, empregando diferentes parâmetros de estimulação elétrica em diferentes músculos, e em membros superiores, no caso de tetraplegia. Para o emprego do sinal de MMG encontrado durante a fadiga neuromuscular em sistemas de controle em malha fechada durante a aplicação de FES, seja para neuropróteses assim como durante tratamentos de reabilitação física, são necessários novos estudos para a sua efetiva aplicação. Dentre esses estudos, sugere-se:

- desenvolvimento de sensor de MMG sem fio, a fim de evitar a interferência dos cabos, pois a ausência de resultados significativos para os dados obtidos no eixo Y (longitudinal) possivelmente sofreram interferência do cabeamento;
- comparação do sinal de fadiga neuromuscular obtido no presente estudo em membros inferiores e em membros superiores para os casos de tetraplegia, como também em eletrodos implantados, já que existe a viabilidade de um acelerômetro microSMD (em miniatura com material biocompatível) ser implantado junto com o eletrodo

percutâneo, reduzindo a interferência e a impedância dos tecidos entre o músculo e a superfície da pele;

- desenvolvimento de um sistema de controle com tecnologia que possa implementar o controle em tempo real com reduzido tempo de execução computacional, tal como a transformada de Fourier, já que a transformada de CaW foi utilizada para detecção de fadiga neuromuscular e os resultados encontrados na presente tese poderão ser utilizados em outros sistemas de processamento de sinal. Dessa forma, os sinais de realimentação do sistema de estimulação elétrica atuarão de modo mais próximo ao que acontece no sistema fisiológico;
- aplicação dos achados da presente tese em um sistema de estimulação elétrica funcional em malha fechada com controle de força, tanto em contração isométrica quanto em movimentos dinâmicos, visando incrementar a eficácia das neuropróteses;
- estudar a viabilidade da metodologia desenvolvida como critério de avaliação de pessoas com patologias motoras, tendo em vista que essa metodologia permite determinar alterações do tecido neuromuscular, no domínio *wavelet*.

5.3 CONTRIBUIÇÕES DA PESQUISA

A principal contribuição dessa pesquisa foi o desenvolvimento de uma metodologia eficaz para a caracterização da fadiga neuromuscular em pessoas com lesão medular completa, e a identificação da banda de frequência de 25 Hz como a mais influente no reconhecimento da fadiga neuromuscular, por meio da vibração do músculo reto femoral. No protocolo realizado por meio da aplicação da FES controlada por amplitude de pulsos e frequência modulante ajustada em 70 Hz (frequência tetânica), a FES não exerceu seletividade sobre os tipos de fibras musculares, rápidas e lentas, presentes no músculo reto femoral. Essa falta de um padrão na vibração foi detectada tanto no início da aplicação quanto durante a fadiga neuromuscular.

Os resultados obtidos indicam que o eixo X (transversal, látero-lateral) é o que melhor caracteriza a vibração do conjunto de miofibrilas durante a fadiga neuromuscular do músculo reto femoral dessa população, tanto no domínio temporal quanto *wavelet*, principalmente neste último, por decompor as bandas de frequência do sinal ao longo do tempo. Além disso, a utilização do processamento do sinal no domínio *wavelet* foi eficaz para refinar o sinal e mostrar que as bandas de frequência entre 13 Hz a 35 Hz, principalmente a de 25 Hz, melhor caracterizam a fadiga neuromuscular eletricamente evocada em pessoas com lesão medular.

5.4 COMENTÁRIOS FINAIS

O tema da pesquisa realizada envolve, além de incremento no conhecimento da neurofisiologia de músculos afetados por lesão medular, um apelo social muito grande, pois o convívio com os participantes durante as coletas mostrou o desejo em comum de retornar a realizar movimentos funcionais como levantar, ficar em pé, andar, ou seja, adquirir mais independência e viver de modo mais semelhante ao vivido antes da lesão medular. Os achados desta tese contribuem de forma direta e indireta à população com lesão medular nas áreas de saúde e tecnologia, em particular, no desenvolvimento de neuropróteses híbridas que, além da estimulação elétrica fazem uso colaborativo de um exoesqueleto.

REFERÊNCIAS

- AGNE, J. E. **Eletroterapia: Teoria e Prática**. Santa Maria: Orium. 2005. 336 p.
- AL-MULLA, M. R. e SEPULVEDA, F. Novel Pseudo-Wavelet Function for MMG Signal Extraction during Dynamic Fatiguing Contractions. **Sensors**, v.14, n.6, p.9489-9504, 2014.
- AL-MULLA, M. R., SEPULVEDA, F. e COLLEY, M. A Review of Non-Invasive Techniques to Detect and Predict Localised Muscle Fatigue. **Sensors**, v.11, n.4, p.3545-3594, 2011.
- ALLEN, D. G., LAMB, G. D. e WESTERBLAD, H. Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. **Physiological Reviews**, v.88, n.1, p.287-332, 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.
- 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.
- ARCHER, A. A., ATANGCHO, P., SABRA, K. G. e SHINOHARA, M. Propagation Direction of Natural Mechanical Oscillations in the Biceps Brachii Muscle During Voluntary contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.22, n.1, p.51-59, 2012.
- 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.
- BEAR, M. F., CONNORS, B. W. e PARADISO, M. A. **Neurociências: Desvendando O Sistema Nervoso**. Porto Alegre: Artmed. 2002. 855 p.
- BECK, T. W., HOUSH, T. J., FRY, A. C., CRAMER, J. T., WEIR, J. P., SCHILLING, B. K., FALVO, M. J. e MOORE, C. A. A Wavelet-Based Analysis of Surface Mechanomyographic Signals from the Quadriceps Femoris. **Muscle & Nerve**, v.39, p.355-363, 2009.
- BECK, T. W., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., CRAMER, J. T., WEIR, J. P., COBURN, J. W. e MALEK, M. H. Does the Frequency Content of the Surface Mechanomyographic Signal Reflect Motor Unit Firing Rates? a brief review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.17, n.1, p.1-13, 2007.
- BECK, T. W., STOCK, M. S. e DEFREITAS, J. M. Shifts in EMG Spectral Power During Fatiguing Dynamic Contractions. **Muscle & Nerve**, 2014.
- BECK, T. W., VON TSCHARNER, V., HOUSH, T. J., CRAMER, J. T., WEIR, J. P., MALEK, M. H. e MIELKE, M. Time/frequency Events of Surface Mechanomyographic Signals Resolved by Nonlinearly Scaled Wavelets. **Biomedical Signal Processing and Control**, v.3, n.3, p.255-266, 2008.
- BEDBROOK, G. M. **The Care and Management of Spinal Cord Injuries**. New York: Springer. 1981. 351 p.

BIERING-SORENSEN, B., KRISTENSEN, I. B., KJAER, M. e BIERING-SORENSEN, F. Muscle After Spinal Cord Injury. **Muscle & Nerve**, v.40, n.4, p.499-519, Oct, 2009.

BIGLAND-RITCHIE, B. e WOODS, J. Changes in Muscle Contractile Properties and Neural Control During Human Muscular Fatigue. **Muscle & Nerve**, v.7, n.9, p.691-699, 1984.

BLANGSTED, A. K., SJØGAARD, G., MADELEINE, P., OLSEN, H. B. e SØGAARD, K. Voluntary Low-Force Contraction Elicits Prolonged Low-Frequency Fatigue and Changes in Surface Electromyography and Mechanomyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.15, n.2, p.138-148, 2005.

BLEMKER, S. S. e DELP, S. L. Rectus Femoris and Vastus Intermedius Fiber Excursions Predicted by Three-Dimensional Muscle Models. **Journal of Biomechanics**, v.39, n.8, p.1383-1391, 2006.

BROZOVICH, F. V. e POLLACK, G. H. Muscle Contraction Generates Discrete Sound Bursts. **Biophysical Journal**, v.41, n.1, p.35-40, 1983.

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.

BURT, A. A. The Epidemiology, Natural History and Prognosis of Spinal Cord Injury. **Current Orthopaedics**, v.18, n.1, p.26-32, 2004.

BUTLER, D. S. **Mobilização do Sistema Nervoso**. Barueri: Manole. 2003. 270 p.

CAMIC, C. L., HOUSH, T. J., ZUNIGA, J. M., RUSSELL HENDRIX, C., BERGSTROM, H. C., TRAYLOR, D. A., SCHMIDT, R. J. e JOHNSON, G. O. Electromyographic and Mechanomyographic Responses Across Repeated Maximal Isometric and Concentric Muscle Actions of the Leg Extensors. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.23, n.2, p.342-348, 2013.

CARR, J. H., SHEPHERD, R. B. e ADA, L. Spasticity: Research Findings and Implications for Intervention. **Physiotherapy**, v.81, n.8, p.421-429, August 1995.

CARROLL, T. J., RIEK, S. e CARSON, R. G. Neural Adaptations to Resistance Training: Implications for Movement Control. **Sports Medicine**, v.31, n.12, p.829-840, 2001.

CÈ, E., RAMPICHINI, S., AGNELLO, L., LIMONTA, E., VEICSTEINAS, A. e ESPOSITO, F. Effects of Temperature and Fatigue on the Electromechanical Delay Components. **Muscle & Nerve**, v.47, p.566-576, 2013.

CEBRIÁN, A. T., URANGA, L. S., FERNÁNDEZ, J. A. F., GUIRAL, J. G., LLORENS, J. M. M., PRAT, J. M. e CAMPOS, R. J. Evaluación de la Actividad de los Músculos Inspiratorios Mediante Señales Mecanomiográficas en Pacientes con EPOC durante un Protocolo de Carga Incremental. In: (Ed.), **XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica**. Madrid. 2010.

CENSO. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. 2012: <http://www.censo2010.ibge.gov.br/amostra/> p. 2010.

CHOWDHURY, S. K., NIMBARTE, A. D., JARIDI, M. e CREESE, R. C. Discrete Wavelet Transform Analysis of Surface Electromyography for the Fatigue Assessment of Neck and Shoulder Muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.23, n.5, p.995-1003, 2013.

COHEN, H. **Neurociências para Fisioterapeutas**. Barueri: Manole. 2001. 519 p.

COLE, J. P., MADHAVAN, G. e MCLEOD, K. J. Vibromyographic Quantification of Voluntary Isometric Contractile Force in the Brachioradialis. In: (Ed.), **28th IEEE EMBS Annual International Conference**. New York City, USA: IEEE. p.1708-1710, 2006.

COLOGNI, A. L., SEEL, T., MADASCHI, M. G., PREVIDI, F., WERNER, C. e SCHAUER, T. Automatic Adjustment of Electromyography-Based FES Control. 18th IFESS Annual Conference. Donostia-San Sebastian, Spain: **Serbia: Academic Mind** 2013.

DAUBECHIES, I. Orthonormal Bases of Compactly Supported Wavelets. **Communications on pure and applied mathematics**, v.41, n.7, p.909-996, 1988.

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.

DELUZE, C., BOSIA, L., ZIRBS, A., CHANTRAINE, A. e VISCHER, T. L. Electroacupuncture in Fibromyalgia: Results of a Controlled Trial. **British Medical Journal**, v.305, n.6864, p.1249-1252, 1992.

DIETZ, V. e HARKEMA, S. J. Locomotor Activity in Spinal Cord-Injured Persons. **J Appl Physiol**, v.96, n.5, p.1954-1960, 2004.

DIETZ, V., NAKAZAWA, K., WIRZ, M. e ERNI, T. Level of Spinal Cord Lesion Determines Locomotor Activity in Spinal Man. **Exp Brain Res**, v.128, n.3, p.405-409, 1999.

DILORENZO, D. J. e BRONZINO, J. D. **Neuroengineering**. Boca Raton, FL: CRC Press. 2007. 408 p.

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**, v.29, n.1, p.38-45, 2004.

DO, A. H., WANG, P. T., KING, C. E., ABIRI, A. e NENADIC, Z. Brain-Computer Interface Controlled Functional Electrical Stimulation System for Ankle Movement. **Journal of Neuroengineering Rehabilitation**, v.8, n.1, p.49, 2011.

DUCHATEAU, J. e ENOKA, R. M. Neural Adaptations with Chronic Activity Patterns in Able-Bodied Humans. **American Journal of Physial Medicine & Rehabilitation**, v.81, n.11, p.S17-27, 2002.

DUCHENNE, G. B. **De l'Electrisation Localisee et de son Application a la Pathologie et a la Therapeutique**. Paris: J.-B. Baillière et fils. 1855. 900 p.

DURLING, A. E. **An Introduction to Electrical Engineering**. London: Macmillan. 1969. 460 p.

EBERSOLE, K. T. e MALEK, D. M. Fatigue and the Electromechanical Efficiency of the Vastus Medialis and Vastus Lateralis Muscles. **Journal of Athletic Training**, v.43, n.2, p.152-6, 2008.

ENOKA, R. M. e DUCHATEAU, J. Muscle Fatigue: What, Why and How it Influences Muscle Function. **The Journal of Physiology**, v.586, n.1, p.11-23, 2008.

ESPOSITO, F., CÉ, E., GOBBO, M., VEICSTEINAS, A. e ORIZIO, C. Surface EMG and Mechanomyogram Disclose Isokinetic Training Effects on Quadriceps Muscle in Elderly People. **European Journal of Applied Physiology**, v.94, n.5-6, p.549-57, 2005.

ESPOSITO, F., LIMONTA, E. e CÈ, E. Passive Stretching Effects on Electromechanical Delay and Time Course of Recovery in Human Skeletal Muscle: New Insights From an Electromyographic And Mechanomyographic Combined Approach. **European Journal of Applied Physiology**, v.111, p.485-95, 2011.

EVERAERT, D. G., THOMPSON, A. K., CHONG, S. L. e STEIN, R. B. Does Functional Electrical Stimulation for Foot Drop Strengthen Corticospinal Connections? **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v.24, n.2, p.168-77, 2010.

FALLER, L., NOGUEIRA-NETO, G. N., BUTTON, V. L. D. S. N. e NOHAMA, P. Muscle Fatigue Assessment by Mechanomyography During Application of NMES Protocol. **Revista brasileira de Fisioterapia**, v.13, n.5, p.422-429, 2009.

FODSTAD, H. e HARIZ, M. Electricity in the Treatment of Nervous System Disease. **Acta Neurochir Suppl**, v.97, n.1, p.11, 2007.

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.

FUKANO, N., SUZUKI, T., ISHIKAWA, K., MIZUTANI, H., SAEKI, S. e OGAWA, S. A Randomized Trial to Identify Optimal Precurarizing Dose of Rocuronium to Avoid Precurarization-Induced Neuromuscular Block. **Journal of Anesthesia**, v.25, p.200-4, 2011.

GALLIEN, P., BRISSOT, R., EYSSETTE, M., TELL, L., BARAT, M., WIART, L. e PETIT, K. Restoration of Gait by Functional Electrical Stimulation for Spinal Cord Injured Patients. **Spinal Cord**, v.33, n.11, p.660-664, 1995.

GALVANI, L. **De Viribus Electricitatis in Motu Musculari Commentarius**: Bon Sci Art Inst Acad Comm, v.7. 1791. 363-418 p.

GANDEVIA, S. C. Neural Control in Human Muscle Fatigue: Changes in Muscle Afferents, Moto Neurones and Moto Cortical Drive. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.162, n.3, p.275-283, 1998.

GANDEVIA, S. C., ENOKA, R. M., MCCOMAS, A. J., STUART, D. G. e THOMAS, C. K. **Fatigue: Neural and Muscular Mechanisms**. New York: Springer Us, v.384. 1995. 541 p.

GERRITS, H., DE HAAN, A., HOPMAN, M., VAN DER WOUDE, L., JONES, D. e SARGEANT, A. Contractile Properties of the Quadriceps Muscle in Individuals with Spinal Cord Injury. **Muscle & Nerve**, v.22, n.9, p.1249-1256, 1999.

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.

GOLLEE, H., HUNT, K. J. e WOOD, D. E. New Results in Feedback Control of Unsupported Standing in Paraplegia. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v.12, n.1, p.73-80, 2004.

GORDON, G. e HOLBOURN, A. H. The Sounds From Single Motor Units in a Contracting Muscle. **The Journal of Physiology**, v.107, n.4, p.456-64, 1948.

GRAUPE, D. e KOHN, K. H. **Functional Electrical Stimulation for Ambulation by Paraplegics: Twelve Years of Clinical Observations and System Studies**. Malabar, FL: Krieger Publishing Company. 1994. 194 p.

GRAZIANO, M. S. A. Feedback Remapping and the Cortical Control of Movement. In: M. L. Latash e F. Lestienne (Ed.), **Motor control and learning**. New York: Springer, p. 97-104, 2006.

GREGORY, C. M. e BICKEL, C. S. Recruitment Patterns in Human Skeletal Muscle During Electrical Stimulation. **Physical Therapy**, v.85, n.4, p.358-364, 2005.

GUIRAUD, D., COSTE, C. A., BENOUSAAD, M. e FATTAL, C. Implanted Functional Electrical Stimulation: Case Report of a Paraplegic Patient with Complete SCI After 9 Years. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v.11, n.1, p.15, 2014.

HAMADA, T., HAYASHI, T., KIMURA, T., NAKAO, K. e MORITANI, T. Electrical Stimulation of Human Lower Extremities Enhances Energy Consumption, Carbohydrate Oxidation, and Whole Body Glucose Uptake. **Journal of Applied Physiology**, v.96, n.3, p.911-916, 2004.

HATZIS, A., STRANJALIS, G., MEGAPANOS, C., SDROLIAS, P. G., PANOURIAS, I. G. e SAKAS, D. E. The Current Range of Neuromodulatory Devices and Related Technologies. **Acta Neurochir Suppl**, v.97, n.1, p.21-9, 2007.

HE, B. **Neural Engineering**. Dordrecht, The Netherlands: Kluwer/Plenum. 2005. 488 p.

HEMMERLING, T. M., MICHAUD, G., TRAGER, G., DESCHAMPS, S., BABIN, D. e DONATI, F. Phonomyography and Mechanomyography can be used Interchangeably to Measure Neuromuscular Block at the Adductor Pollicis Muscle. **Anesthesia & Analgesia**, v.98, n.2, p.377, 2004.

HENNEMAN, E., SOMJEN, G. e CARPENTER, D. O. Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons. **Journal of neurophysiology**, v.28, n.3, p.560, 1965.

HERROUN, E. F. e YEO, G. F. Note on the Sound Accompanying the Single Contraction of Skeletal Muscle. **The Journal of Physiology**, v.6, n.4-5, p.287-92, 1885.

HIGBIE, E. J., CURETON, K. J., WARREN III, G. L. e PRIOR, B. M. Effects of Concentric and Eccentric Training on Muscle Strength, Cross-Sectional Area, and Neural Activation. **Journal of Applied Physiology**, v.81, n.5, p.2173-81, 1996.

HODGKIN, A. L. e HUXLEY, A. F. The Dual Effect of Membrane Potential on Sodium Conductance in the Giant Axon of Loligo. **The Journal of Physiology**, v.116, n.4, p.497-506, 1952.

IEC601-1. Equipamento Eletromédico. Prescrições gerais para segurança 1994.

ISAKOV, E., MIZRAHI, J. e NAJENSON, T. Biomechanical and Physiological Evaluation of FES-Activated Paraplegic Patients. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.23, n.3, p.9-19, 1986.

ISLAM, M. A., SUNDARAJ, K., AHMAD, R. B. e AHAMED, N. U. Mechanomyogram for Muscle Function Assessment: A Review. **PLoS ONE**, v.8, n.3, p.e58902, 2013.

JOVIĆ, J., COSTE, C. A., FRAISSE, P. e FATTAL, C. Upper and Lower Body Coordination in FES-assisted sit-to-stand Transfers in Paraplegic Subjects—A case study. **Paladyn**, v.2, n.4, p.211-217, 2011.

KANDEL, E. R., JESSELL, T. M. e SCHWARTZ, J. H. **Principles of Neural Science**. New York: Elsevier 1991. 1138 p.

KERN, H., STRAMARE, R., MARTINO, L., GARGIULO, P. e CARRARO, U. Permanent LMN Denervation of Human Skeletal Muscle And Recovery by hb FES: management and monitoring. **European Journal Translational Myology**, v.20, n.3, p.91-104, 2010.

KESAR, T. M., PERUMAL, R., JANCOSKO, A., REISMAN, D. S., RUDOLPH, K. S., HIGGINSON, J. S. e BINDER-MACLEOD, S. A. Novel Patterns of Functional Electrical Stimulation Have an Immediate Effect on Dorsiflexor Muscle Function During Gait for People Poststroke. **Physical Therapy**, v.90, n.1, p.55-66, 2010.

KLOMKLEAW, W., KASASHIMA, Y., KOBAYASHI, A., FULLER, G., MORIMOTO, M., NAKADE, T., MUTO, M., OBA, T., HAMLIN, R. L. e YAMAGUCHI, M. Tubular Aggregates Observed in Spindle Muscle Fiber of Horse Lumbrical Muscle. **Acta Neuropathology**, v.101, n.5, p.509-517, 2001.

KNIKOU, M. e CONWAY, B. A. Effects of Electrically Induced Muscle Contraction on Flexion Reflex in Human Spinal Cord Injury. **Spinal Cord**, v.43, n.11, p.640-648, 2005.

KRUEGER-BECK, E., 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 Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**. Buenos Aires, Argentina: EMB. p.1378-81, 2010.

KRUEGER, E., SCHEEREN, E., CHU, G. F. D., NOGUEIRA-NETO, G. N. e BUTTON, V. L. D. S. N. Mechanomyography Analysis with 0.2 s and 1.0 s Time Delay After Onset of Contraction. In: (Ed.), **BIOSTEC 2010: 3rd International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies**. Valence. p.296-9, 2010.

KRUEGER, E., SCHEEREN, E., LAZZARETTI, A. E., NOGUEIRA-NETO, G. N., BUTTON, V. L. S. N. e NOHAMA, P. Cauchy Wavelet-Based Mechanomyographic Analysis for Muscle Contraction Evoked by FES in a Spinal Cord Injured Person. In: Iasted (Ed.), **10th IASTED International Conference on Biomedical Engineering**. Innsbruck, Austria. p.237-42, 2013a.

KRUEGER, E., SCHEEREN, E., NOGUEIRA-NETO, G. N., NEVES, E. B., BUTTON, V. L. D. S. N. e NOHAMA, P. Influence of Skinfold Thickness in Mechanomyography Features. In: L. M. (Ed.), **World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering**. Beijing, China: IFMBE. p.2030-2033, 2012.

KRUEGER, E., SCHEEREN, E., NOGUEIRA-NETO, G. N. e NOHAMA, P. Time-Frequency Muscle Responses Elicited by Different FES Modulating Frequencies in Paraplegics. In: (Ed.), **18th IFESS Annual Conference**. Donostia-San Sebastian, Spain: Serbia: Academic Mind. p.249-252, 2013b.

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.

LEE, J., STEELE, C. M. e CHAU, T. Classification of Healthy and Abnormal Swallows Based on Accelerometry and Nasal Airflow Signals. **Artificial Intelligence in Medicine**, v.52, p.17-25, 2011.

LEI, K. F., CHENG, S.-C., LEE, M.-Y. e LIN, W.-Y. Measurement and Estimation of Muscle Contraction Strength using Mechanomyography Based on Artificial Neural Network Algorithm. **Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications**, v.25, n.2, p.1350020-1-8, 2013.

LEVY, M., MIZRAHI, J. e SUSAK, Z. Recruitment, Force and Fatigue Characteristics of Quadriceps Muscles of Paraplegics Isometrically Activated by Surface Functional Electrical Stimulation. **Journal of Biomedical Engineering**, v.12, n.2, p.150-156, 1990.

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

MADELEINE, P., GE, H.-Y., JASKÓLSKA, A., FARINA, D., JASKÓLSKI, A. e ARENDT-NIELSEN, L. Spectral Moments of Mechanomyographic Signals Recorded with Accelerometer and Microphone During Sustained Fatiguing Contractions. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.44, n.4, p.290-7, 2006.

MARINI, M. e VEICSTEINAS, A. The Exercised Skeletal Muscle: A Review. **European Journal Translational Myology - Myology Reviews**, v.20, n.3, p.105-120, 2010.

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.

MARUSIAK, J., JASKÓLSKA, A., JAROCKA, E., NAJWER, W., KISIELŃ • SAJEWICZ, K. e JASKÓLSKI, A. Electromyography and Mechanomyography of Elbow Agonists and Antagonists in Parkinson Disease. **Muscle & Nerve**, v.40, n.2, p.240-248, 2009.

MAYNARD, F. M., BRACKEN, M. B., CREASEY, G., DITUNNO, J. F., DONOVAN, W. H., DUCKER, T. B., GARBER, S. L., MARINO, R. J., STOVER, S. L. e TATOR, C. H. International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. **Spinal Cord**, v.35, n.5, p.266-274, 1997.

MCANDREW, D., GORELICK, M. e BROWN, J. M. M. Muscles Within Muscles: A Mechanomyographic Analysis of Muscle Segment Contractile Properties within Human Gluteus Maximus. **Journal of Musculoskeletal Research**, v.10, n.1, p.23-35, 2006.

MCNEIL, C. J., MURRAY, B. J. e RICE, C. L. Differential Changes in Muscle Oxygenation Between Voluntary and Stimulated Isometric Fatigue Of Human Dorsiflexors. **Journal of Applied Physiology**, v.100, n.3, p.890-895, 2006.

MERLETTI, R., KNAFLITZ, M. e DE LUCA, C. J. Electrically Evoked Myoelectric Signals. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v.19, n.4, p.293-340, 1992.

MERLETTI, R. e LO CONTE, L. R. Advances in Processing of Surface Myoelectric Signals: Part 1. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.33, n.3, p.362-72, 1995.

MIRBAGHERI, M. M., SETTLE, K., HARVEY, R. e RYMER, W. Z. Neuromuscular Abnormalities Associated With Spasticity Of Upper Extremity Muscles In Hemiparetic Stroke. **Journal of Neurophysiology**, v.98, n.2, p.629, 2007.

MIZRAHI, J., LEVY, M., RING, H., ISAKOV, E. e LIBERSON, A. EMG as an Indicator Of Fatigue in Isometrically FES-Activated Paralyzed Muscles. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.2, n.2, p.57-65, 1994.

NASHMI, R. e FEHLINGS, M. Changes in Axonal Physiology and Morphology After Chronic Compressive Injury of the Rat Thoracic Spinal Cord. **Neuroscience**, v.104, n.1, p.235, 2001.

NIGHTINGALE, E. J., RAYMOND, J., MIDDLETON, J. W., CROSBIE, J. e DAVIS, G. M. Benefits of FES Gait in a Spinal Cord Injured Population. **Spinal Cord**, v.45, n.10, p.646-657, 2007.

NOGUEIRA-NETO, G., SCHEEREN, E., KRUEGER, E., NOHAMA, P. e BUTTON, V. L. The Influence of Window Length Analysis on the Time and Frequency Domain of Mechanomyographic and Electromyographic Signals of Submaximal Fatiguing Contractions. **Open Journal of Biophysics**, v.3, p.178-190, 2013.

NOGUEIRA-NETO, G. N. Viabilidade do Emprego de Mecanomiografia no Controle Motor Artificial em Lesados Medulares Empregando Estimulação Elétrica Neuromuscular. (tese de doutorado) **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. Universidade Estadual de Campinas**, Campinas, 2013. 163 p.

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

OLIVEIRA, G. H. S., PAPCKE, C., NOGUEIRA-NETO, G. N., KRUEGER, E., NOHAMA, P. e SCHEEREN, E. (extended abstract) Effects of Five NMES Burst Frequencies on Mechanical Time-Frequency Response of Rectus Femoris Muscle in an Able-Bodied Subject. **XXIV Congress of the international society of biomechanics**. Natal, Brazil 2013.

ORIZIO, C. Muscle Sound: Bases for the Introduction of a Mechanomyographic Signal in Muscle Studies. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v.21, n.3, p.201-43, 1993.

ORIZIO, C., BARATTA, R. V., ZHOU, B. H., SOLOMONOW, M. e VEICSTEINAS, A. Force and Surface Mechanomyogram Relationship in Cat Gastrocnemius. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.9, n.2, p.131-40, 1999.

ORIZIO, C., DIEMONT, B., BIANCHI, A., LIBERATI, D., CERUTTI, S. e VEICSTEINAS, A. Coherence Analysis Between Soundmyogram and Electromyogram. In: (Ed.), **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. Orlando. p.942-3, 1991.

ORIZIO, C., ESPOSITO, F., PAGANOTTI, I., MARINO, L., ROSSI, B. e VEICSTEINAS, A. Electrically-elicited Surface Mechanomyogram in Myotonic Dystrophy. **Italian Journal of Neurological Sciences**, v.18, n.4, p.185-90, 1997.

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.

OSTER, G. e JAFFE, J. S. Low Frequency Sounds from Sustained Contraction of Human Skeletal Muscle. **Biophysical Journal**, v.30, n.1, p.119-28, 1980.

PACKMAN-BRAUN, R. Relationship Between Functional Electrical Stimulation Duty Cycle and Fatigue in Wrist Extensor Muscles of Patients with Hemiparesis. **Physical Therapy**, v.68, n.1, p.51-6, 1988.

PERON, S. e GABBIANI, F. Spike Frequency Adaptation Mediates Looming Stimulus Selectivity in a Collision-Detecting Neuron. **Nature Neuroscience**, v.12, n.3, p.318-326, 2009.

PETROFSKY, J. S. Electrical Stimulation: Neurophysiological Basis and Application. **Basic Appl Myol**, v.14, n.4, p.205-213, 2004.

PIERROT-DESEILLIGNY, E. e BURKE, D. C. **The Circuitry of the Human Spinal Cord: its Role in Motor Control and Movement Disorders**: Cambridge Univ Pr. 2005. 642 p.

POPOVIC, M. R., CURT, A., KELLER, T. e DIETZ, V. Functional Electrical Stimulation for Grasping and Walking: Indications and Limitations. **Spinal Cord**, v.39, n.8, p.403-412, 2001.

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

QI, L., WAKELING, J. M., GREEN, A., LAMBRECHT, K. e FERGUSON-PELL, M. Spectral Properties of Electromyographic and Mechanomyographic Signals During Isometric Ramp and Step Contractions in Biceps Brachii. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v.21, n.1, p.128-135, 2011.

RABISCHONG, E. Surface Action Potentials Related to Torque Output in Paraplegics' Electrically Stimulated Quadriceps Muscle. **Medical Engineering & Physics**, v.18, n.7, p.538-547, 1996.

RAMPICHINI, S., CÈ, E., LIMONTA, E. e ESPOSITO, F. Effects of Fatigue on the Electromechanical Delay Components in Gastrocnemius Medialis Muscle. **European Journal of Applied Physiology**, p.1-13, 2013.

REILLY, J. P. **Electrical stimulation and electropathology**. Cambridge, USA: Cambridge University Press. 1992. 465 p.

RIENER, R. Model-based Development of Neuroprosthesis for Paraplegic Patients. **Phil.Trans. R. Soc. Lond. B**, v.354, n.1385, p.877-94, 1999.

ROONEY, J. G., CURRIER, D. P. e NITZ, A. J. Effect of Variation in the Burst and Carrier Frequency Modes of Neuromuscular Electrical Stimulation on Pain Perception of Healthy Subjects. **Physical Therapy**, v.72, n.11, p.800-6, 1992.

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

RUSHTON, D. N. Functional Electrical Stimulation and Rehabilitation -- an Hypothesis. **Medical Engineering & Physics**, v.25, n.1, p.75-8, 2003.

SARAH. Lesão Medular: Principais Causas de Lesão Medular Traumática. Brasília: Rede Sarah Kubitschek de Hospitais: disponível em: http://www.sarah.br/paginas/doencas/po/p_08_lesao_medular.htm p. 2010. acessado em Junho de 2012.

SARLABOUS, L., TORRES, A., FIZ, J. A., MORERA, J. e JANÉ, R. Evaluation and Adaptive Attenuation of the Cardiac Vibration Interference in Mechanomyographic Signals. In: Ieee (Ed.), **34th Annual International Conference of the IEEE EMBS**. San Diego, California USA. p.3400-3, 2012.

SCHIEFER, M. A., TRIOLO, R. J. e TYLER, D. J. A Model of Selective Activation of the Femoral Nerve With a Flat Interface Nerve Electrode for a Lower Extremity Neuroprosthesis. **IEEE Transactions on Neural and Rehabilitation Systems Engineering**, v.16, n.2, p.195-204, 2008.

SCHILLINGS, M. L., HOEFSLOOT, W., STEGEMAN, D. F. e ZWARTS, M. J. Relative Contributions of Central and Peripheral Factors to Fatigue During a Maximal Sustained Effort. **European Journal of Applied Physiology**, v.90, n.5-6, p.562-568, 2003.

SCHREIBER, J. U., MUCHA, E. e FUCHS BUDER, T. Acceleromyography to Assess Neuromuscular Recovery: is Calibration Before Measurement Mandatory? **Acta Anaesthesiologica Scandinavica**, v.55, n.3, p.328-331, 2011.

SEKI, K., OGURA, T., SATO, M. e ICHIE, M. Changes of the Evoked Mechanomyogram During Electrical Stimulation. In: (Ed.), **Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society**. Brisbane. 2003.

SHEFFLER, L. R. e CHAE, J. Neuromuscular Electrical Stimulation in Neurorehabilitation. **Muscle & Nerve**, v.35, n.5, p.562-90, 2007.

SMITH, D. B., HOUSH, TERRY J., STOUT, J. R., JOHNSON, G. O., EVETOVICH, T. K. e EBERSOLE, K. T. Mechanomyographic Responses to Maximal Eccentric Isokinetic Muscle Actions. **Journal of Applied Physiology**, v.82, n.3, p.1003-7, 1997.

SØGAARD, K., BLANGSTED, A. K., NIELSEN, P. K., HANSEN, L., ANDERSEN, L. L., VEDSTED, P. e SJØGAARD, G. Changed Activation, Oxygenation, and Pain Response of Chronically Painful Muscles to Repetitive Work After Training Interventions: a Randomized Controlled Trial. **European Journal of Applied Physiology**, v.(In press), p.1-9, 2011.

SØGAARD, K., ORIZIO, C. e SØGAARD, G. Surface Mechanomyogram Amplitude is not Attenuated by Intramuscular Pressure. **European Journal of Applied Physiology**, v.96, n.2, p.178-84, 2006.

SONG, J. W., YANG, L. J. e RUSSELL, S. M. Peripheral Nerve: What's New in Basic Science Laboratories. **Neurosurg Clin N Am**, v.20, n.1, p.121-131, 2009.

SPIELMANN, J. M., LAOURIS, Y., NORDSTROM, M. A., ROBINSON, G. A., REINKING, R. M. e STUART, D. G. Adaptation of Cat Motoneurons to Sustained and Intermittent Extracellular Activation. **Journal of Physiology**, v.464, n.1, p.75-120, 1993.

STAALS, L. M., DE BOER, H. D., VAN EGMOND, J., HOPE, F., VAN DE POL, F., BOM, A. H., DRIESSEN, J. J. e BOOIJ, L. H. D. J. Reversal of Rocuronium-Induced Neuromuscular Block by Sugammadex is Independent of Renal Perfusion in Anesthetized Cats. **Journal of Anesthesia**, v.25, p.241-6, 2011.

STOCK, M. S., BECK, T. W., DEFREITAS, J. M. e DILLON, M. A. Linearity and Reliability of the Mechanomyographic Amplitude Versus Concentric Dynamic Torque Relationships for the Superficial Quadriceps Femoris Muscles. **Muscle & Nerve**, v.41, p.324-49, 2009.

TARATA, M., SPAEPEN, A. e PUERS, R. The Accelerometer MMG Measurement Approach, in Monitoring the Muscular Fatigue. **Measurement Science Review**, v.1, n.1, p.47-50, 2001.

TARATA, M. T. Mechanomyography versus Electromyography, in Monitoring the Muscular Fatigue. **BioMedical Engineering OnLine**, v.2, n.1, p.3, 2003.

THRASHER, A., GRAHAM, G. M. e POPOVIC, M. R. Reducing Muscle Fatigue due to Functional Electrical Stimulation using Random Modulation of Stimulation Parameters. **Artificial Organs**, v.29, n.6, p.453-8, 2005.

THRASHER, T. A., FLETT, H. M. e POPOVIC, M. R. Gait Training Regimen for Incomplete Spinal Cord Injury using Functional Electrical Stimulation. **Spinal Cord**, v.44, n.6, p.357-361, 2006.

TONET, O., MARINELLI, M., CITI, L., ROSSINI, P. M., ROSSINI, L., MEGALI, G. e DARIO, P. Defining Brain-Machine Interface Applications by Matching Interface Performance with Device Requirements. **Journal of Neuroscience Methods**, v.167, n.1, p.91-104, 2008.

VALL, J. **Lesão Medular: Reabilitação e Qualidade de Vida**. São Paulo: Atheneu. 2013. 311 p.

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.

VARPOSHTI, M. R., HEIDARI, S. M., SAFAVI, M., HONARMAND, A. e RAEESI, S. Postoperative Residual Block in Postanesthesia Care Unit More than Two Hours After the Administration of a Single Intubating Dose of Atracurium. **Journal of Research in Medical Sciences**, v.16, n.5, p.651-657, 2011.

VAZ, M., ZHANG, Y.-T., HERZOG, W., GUIMARAES, A. e MACINTOSH, B. 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, 1996.

VAZ, M. A., HERZOG, W., ZHANG, Y. T., LEONARD, T. R. e NGUYEN, H. The Effect of Muscle Length on Electrically Elicited Muscle Vibrations in the in-Situ Cat Soleus Muscle. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v.7, n.2, p.113-121, 1997.

VEDSTED, P., SØGAARD, K., BLANGSTED, A. K., MADELEINE, P. e SJØGAARD, G. Biofeedback Effectiveness to Reduce Upper Limb Muscle Activity during Computer Work is Muscle Specific and Time Pressure Dependent. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v.21, n.1, p.49-58, 2011.

VENKATASUBRAMANIAN, G., JUNG, R. e SWEENEY, J. D. Functional Electrical Stimulation. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. J. G. Webster. New York, NY, USA: **John Wiley & Sons, Inc.** . 3: 347-366 p. 2006.

VIEIRA, E. C., GAZZINELLI, G. e MARES-GUIA, M. **Bioquímica Celular e Biologia Molecular**. São Paulo: Atheneu. 1999. 375 p.

VON TSCHARNER, V. Intensity Analysis in Time-Frequency Space of Surface Myoelectric Signals by Wavelets of Specified Resolution. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, n.6, p.433-445, 2000.

WARD, A. R. e SHKURATOVA, N. Russian Electrical Stimulation: the Early Experiments. **Physical Therapy**, v.82, n.10, p.1019, 2002.

WATAKABE, M., MITA, K., AKATAKI, K. e ITOH, Y. Mechanical Behaviour of Condenser Microphone in Mechanomyography. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.39, n.2, p.195-201, 2001.

WESTERBLAD, H. e ALLEN, D. G. The Contribution of [Ca²⁺] in to the Slowing Of Relaxation in Fatigued Single Fibres from Mouse Skeletal Muscle. **Journal of Physiology**, v.468, n.1, p.729-40, 1993.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. New York J. Wiley. 1990

XIE, H.-B. e DOKOS, S. Prediction of Mechanomyographic Signals for Robust Human-Machine Interfaces. **Australian Biomedical Engineering Conference**. Sydney, Australia 2013.

YAO, W., FUGLEVAND, R. J. e ENOKA, R. M. Motor-Unit Synchronization Increases EMG Amplitude and Decreases Force Steadiness of Simulated Contractions. **Journal of Neurophysiology**, v.83, n.1, p.441-452, 2000.

YOCHUM, M., BAKIR, T., LEPERS, R. e BINCZAK, S. Estimation of Muscular Fatigue under Electromyostimulation using CWT. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.59, n.12, p.3372-3378, 2012.



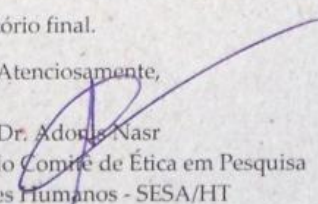
YOSHITAKE, Y. e MORITANI, T. The Muscle Sound Properties of Different Muscle Fiber Types During Voluntary and Electrically Induced Contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.9, n.3, p.209-17, 1999.

YOUN, W. e KIM, J. Feasibility of using an Artificial Neural Network Model to Estimate the Elbow Flexion Force from Mechanomyography. **Journal of Neuroscience Methods**, v.194, p.386-93, 2011.

YU, N. Y. e CHANG, S. H. The Characterization of Contractile and Myoelectric Activities in Paralyzed Tibialis Anterior Post Electrically Elicited Muscle Fatigue. **Artificial Organs**, v.34, n.4, p.E117-E121, 2010.

ANEXO A

Aprovação do comitê de ética

 Hospital do Trabalhador Hospital Amigo da Criança PMC / UFPR / FUNPAR	 GOVERNO DO PARANÁ SECRETARIA DA SAÚDE
Curitiba, 29 de junho de 2010.	
Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos SESA/HT	
Protocolo: CEP-SESA/HT nº189/2010	CAAE:
Projeto de Pesquisa: Características das Respostas Eletromiográfica, Mecanomiográfica e de Força Mediante Contração Voluntária e Estimulação Elétrica de Membros Superiores e Inferiores em Indivíduos Lesados Medulares e Hígidos	
Pesquisador: Eduardo Mendonça Scheeren	
Patrocinador: não consta	
Instituição: PPGTS/Laboratório de Engenharia de Reabilitação	
Área Temática Especial: Grupo III	
Data de apresentação ao CEP: 13/05/2010	Data de Entrega do Parecer: 29/06/2010
<p>O Comitê de Ética em Pesquisa da Secretaria de Saúde do Estado do Paraná/Hospital do Trabalhador analisou na sessão do dia 27 de Maio de 2010 o processo Nº. 189/2010, referente ao projeto de pesquisa: "Características das Respostas Eletromiográfica, Mecanomiográfica e de Força Mediante Contração Voluntária e Estimulação Elétrica de Membros Superiores e Inferiores em Indivíduos Lesados Medulares e Hígidos", tendo como pesquisador (a) Eduardo Mendonça Scheeren.</p> <p>Mediante a importância social e científica que o projeto apresenta e a sua aplicabilidade e conformidade com os requisitos éticos, somos de parecer favorável à realização do projeto classificando-o como APROVADO. O mesmo atende aos requisitos fundamentais da Resolução 196/96 e suas complementares do Conselho Nacional de Saúde/MS. Solicita-se ao pesquisador o envio a este CEP de relatórios sobre o andamento da pesquisa bem com o envio de relatório final.</p>	
<p>Atenciosamente,</p>  Dr. Adonis Nasr Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos - SESA/HT	
Av. República Argentina, 4406 – Curitiba / Pr – Fone/Fax: (41) 3212-5709 CEP: 81.050-000 E-mail: hosptrab@sesa.pr.gov.br	

ANEXO B

Termo aditivo prorrogando o projeto



Curitiba, 12 de setembro de 2013.

Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos SESA/HT**Solicitação Adicional nº 012/2013****Data: 12/09/2013**

ASSUNTO: Prorrogação do projeto para o ano de 2014, devido a falta de local para a realização da pesquisa nas dependências do Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier e da duplicata de material utilizado para a mesma, não foi possível realizar os experimentos na época da aprovação do projeto nº 189/2010 “Características das Respostas Eletromiográfica, Mecanomiográfica e de Força Mediante Contratação Voluntária e Estimulação Elétrica de Membros Superiores e Inferiores em indivíduos Lesados Medulares e Hígidos”. Atualmente contamos com uma locação TEMPORARIA CEDIDA PELO Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier (durante o desenvolvimento dos experimentos) e dinheiro do projeto universal CNPq 14/2011 - Número de processo: 484325/2011-6 (valor Global: R\$ 48.180,00) para a realização dos experimentos. Solicitamos ainda a substituição do pesquisador responsável para EDDY KRUGER.

Protocolo: CEP-SESA/HT nº 189/2010	
Projeto de Pesquisa: Características das Respostas Eletromiográfica, Mecanomiográfica e de Força Mediante Contratação Voluntária e Estimulação Elétrica de Membros Superiores e Inferiores em indivíduos Lesados Medulares e Hígidos.	
Pesquisador: Eduardo Mendonça Scheeren	
Patrocinador: não consta	
Instituição: Hospital do Trabalhador	
Área Temática Especial: Grupo III	
Data de apresentação ao CEP: 13/05/2010	Data de entrega do Parecer: 29/06/2010

CEP/SESA/HT, analisou SAdd referente ao parecer nº 189/2010, pertinentes ao projeto de pesquisa citado acima, trabalho com objetivo de 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. Assim, pede-se autorizar a Solicitação Adicional.

Atenciosamente,

Prof^o Valéria Baccon
 Coordenação do Comitê de Ética em
 Pesquisa em Seres Humanos SESA/HT

Autorização para a realização do projeto no Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier



PARANÁ
GOVERNO DO ESTADO
Secretaria da Saúde

Curitiba, 30 de setembro de 2013.

Autorização de Procedimentos Experimentais no Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier

Solicitação para permissão para entrada de equipamentos para a realização do projeto de pesquisa CEP/SESA/HT n° 189/2010

Declaramos que nós do *CENTRO HOSPITALAR DE REABILITAÇÃO ANA CAROLINA MOURA XAVIER*, estamos de acordo com a execução do projeto de pesquisa intitulado "**Características das respostas eletromiográfica, mecanomiográfica e de força mediante contração voluntária e estimulação elétrica de membros superiores e inferiores em indivíduos lesados medulares e hígdos**", sob a responsabilidade do pesquisador Eddy Krueger em nossas dependências durante o período de 25 de outubro de 2013 a 25 de fevereiro de 2014. O projeto teve a aprovação prévia pelo CEP/SESA/HT com o n° 189/2010. Os pesquisadores declaram que o *CENTRO HOSPITALAR DE REABILITAÇÃO ANA CAROLINA MOURA XAVIER* não receberá qualquer quantia financeira para a realização do projeto, como também o inverso. O custeio será realizado pelo dinheiro do projeto universal CNPq 14/2011 (número de processo: 484325/2011-6, valor Global: R\$ 48.180,00). Para a realização do projeto os pesquisadores utilizarão uma locação cedida pelo hospital, onde o equipamento para a pesquisa permanecerá durante a vigência do projeto. Os equipamentos são: (1) sistema de aquisição do sinal mecanomiográfico, (2) estimulador elétrico (3) sistema de aquisição de força, (4) computador para armazenamento dos dados, (5) mesa extensora para posicionamento dos voluntários e demais utensílios como eletrodos, cabos, sensores, fitas adesivas, fitas elásticas, dentre outras. Devido ao professor orientador Percy Nohama possuir vínculo tanto com a PUCPR como com a UTFPR, o equipamento mesa extensora (5) possui patrimônio pela PUCPR (APC n° 011813) com autorização de saída temporária cedida para o *CENTRO HOSPITALAR DE REABILITAÇÃO ANA CAROLINA MOURA XAVIER*. A PUCPR não receberá como também não pagará qualquer quantia financeira para a realização do projeto.

Prof. Dr. Rogério de Fátima
Diretor técnico do Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier

Eddy Krueger
Pesquisador responsável

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) como de força serão posicionados e colados sobre pontos estratégicos do meu membro inferior. 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 pelos na região do sensor) para acomodar os sensores e eletrodos. Esse procedimento envolve a utilização de lâminas descartáveis para remoção de pelos 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 inferiores por meio dos eletrodos de estimulação. Eu estou ciente de que os sensores de mecanomiografia captarão a resposta mecânica do músculo em questão. Porém, os 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 por meio de estimulação elétrica.

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).

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).

Assinatura

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, Eddy Krueger (9145.6811), Eduardo Scheeren (9643.7623), Guilherme Nogueira (9901.3731) e Percy Nohama (8463.9186). Se você tiver dúvidas relativas aos seus direitos como um possível participante dessa pesquisa, favor contatar o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos – SESA/HT (3212.5709)

_____ Nome completo do participante (ou responsável)		_____ Assinatura
_____ Data de nascimento		_____ Local de nascimento
_____ Endereço	_____ Cidade	_____ Data
_____ Nome completo da testemunha		_____ Assinatura
_____ Nome completo do pesquisador responsável		_____ Assinatura

ANEXO E

Curva de Calibração do estimulador elétrico

A Figura 27 ilustra a curva de calibração do estimulador elétrico utilizado.

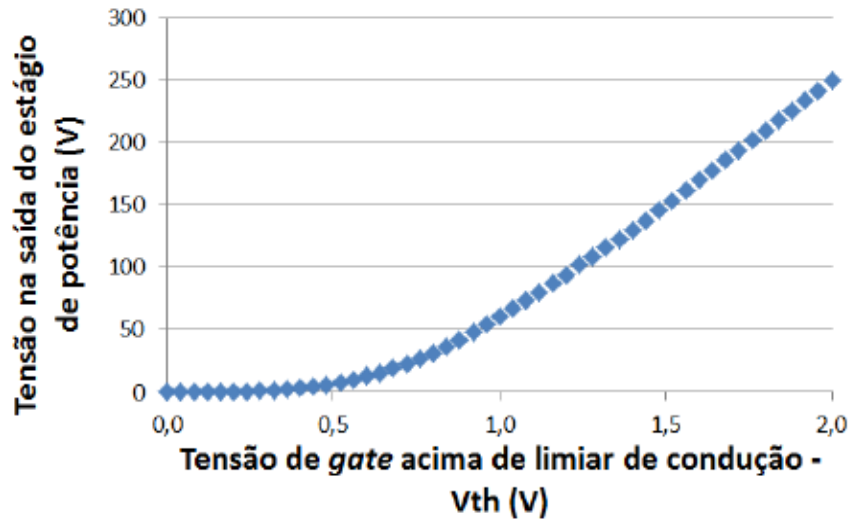


Figura 27 - Curva de calibração de tensão. Relaciona a tensão modulante no *gate* do transistor de saída (MOSFET) com a tensão aplicada à carga de saída do canal de estimulação. Retirado de Nogueira-Neto (2013).

ANEXO F

Curva de Calibração dos Sensores

A mesa vibratória utilizada foi a MTS 647 Hydraulic Wedge Grip (Figura 28) 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 como mostra a Figura 29. Os sensores utilizados de 1,5 G foram calibrados com as placas de amplificação em 10x.



Figura 28 - Mesa vibratória MTS 647 Hydraulic Wedge Grip

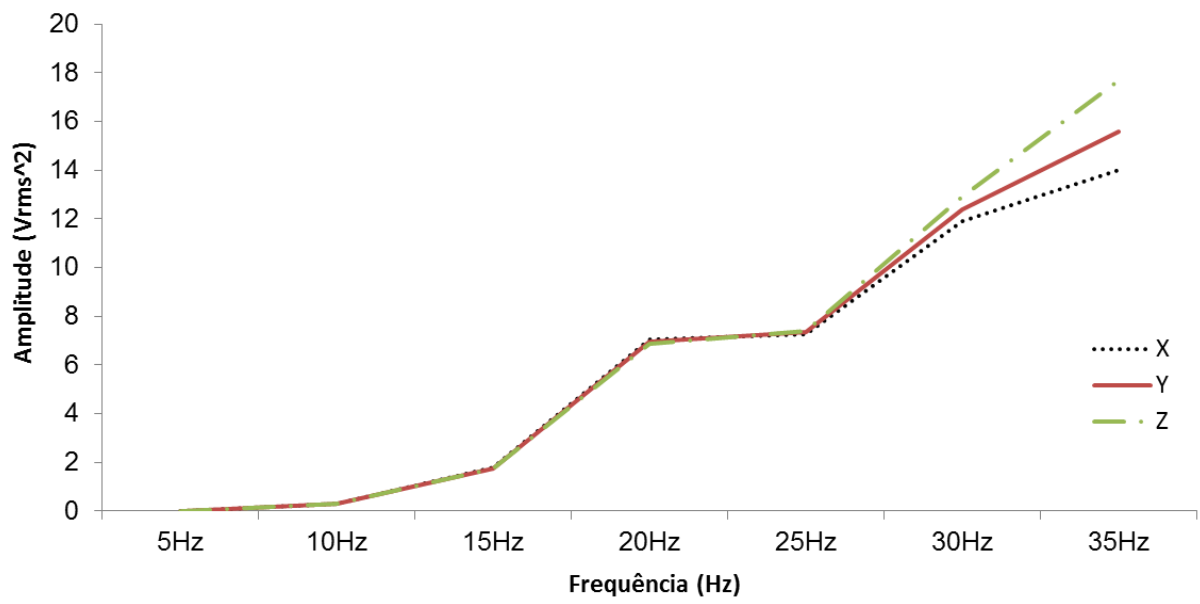


Figura 29 - Curva de calibração para os sensores de MMG utilizados.