



**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
MÉDICAS**

**INFLUÊNCIA DA ELETROESTIMULAÇÃO  
NEUROMUSCULAR DE BAIXA FREQUÊNCIA NAS  
VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS**

**Autor: Kênia Fonseca Pires  
Orientador: Dr. Adson Ferreira da Rocha**

**Brasília-DF  
2011**

**KÊNIA FONSECA PIRES**

**INFLUÊNCIA DA ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR DE BAIXA  
FREQUÊNCIA NAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS**

Tese apresentada ao Programa de Pós  
Graduação em Ciências Médicas da  
Universidade de Brasília, como requisito  
parcial para obtenção de Título de Doutor em  
Ciências médicas

Orientador: Pós-Doutor Adson Ferreira da  
Rocha

Co-orientador: Doutor Marcelino Monteiro de  
Andrade

**Brasília  
2011**

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central da Universidade de Brasília. Acervo 987609.

P667 Pires, Kênia Fonseca.  
Influência da eletroestimulação neuromuscular de baixa frequência nas variáveis eletromiográficas / Kênia Fonseca Pires. -- 2011.  
xviii, 147 f. : i l. ; 30 cm.

Tese (doutorado) - Universidade de Brasília, Faculdade de Medicina, 2011.

Inclui bibliografia.

Orientação: Adson Ferreira da Rocha; co-orientação: Marcelino Monteiro de Andrade.

1. Doenças neuromusculares . 2. Eletromiografia. I. Rocha, Adson Ferreira da. II . Andrade, Marcelino Monteiro de. III. Título.

CDU 616. 8-009.1

Tese de autoria de Kênia Fonseca Pires, intitulada "INFLUÊNCIA DA ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR DE BAIXA FREQUÊNCIA NAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS", apresentada como requisito parcial para obtenção de Título de Doutor em Ciências Médicas do Programa de Pós Graduação em Ciências Médicas da Universidade de Brasília, em 16 de março de 2011, defendida e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada:

RELATÓRIO DE DEFESA DE TESE		Universidade de Brasília - UnB	
DOUTORADO		Decanato de Pesquisa e Pós-Graduação - DPP	
		Secretaria de Administração Acadêmica - SAA	
<b>1 - Identificação do Aluno</b>			
Nome	Kênia Fonseca Pires		Matrícula
			05/99778
Curso	Ciências Médicas		
Área de Concentração	Doutorado em Ciências Médicas - Ciências Aplicadas em Saúde	Código	Departamento
		7951	FMD
<b>2 - Sessão de Defesa de Tese</b>			
Título			
"Influência da eletroestimulação Neuromuscular de Baixa Frequência nas Variáveis Eletromiográficas"			
<b>3 - Comissão Examinadora</b>			
Nome	Função	Assinatura	
ADSON FERREIRA DA ROCHA (Doutor)	Membro Interno vinculado ao programa (Presidente) Departamento de Engenharia Elétrica.	Adson Rocha	
JOSE FELICIO DA SILVA (Doutor)	Membro Interno vinculado ao programa UnB - FACULDADE DO GAMA	José Felício da Silva	
JULIANA DE FARIA FRAÇON E ROMAO (Doutor)	Membro Externo não vinculado ao programa UnB - FACULDADE DA CEILÂNDIA	Juliana de Faria Fraçon e Romão	
CLÁUDIA ELAINE CESTÁRI (Doutor)	Membro Externo não vinculado ao programa Universidade Católica de Brasília	Cláudia Elaine Cestári	
Joaquim Pereira Brasil Neto (Doutor)	Membro Externo não vinculado ao programa Universidade de Brasília	Joaquim Pereira Brasil Neto	
EULER DE VILHENA GARCIA (Doutor)	Membro Interno não vinculado ao programa (Suplente) UnB - FACULDADE DO GAMA	Euler de Vilhena Garcia	
<b>4 - Resultado</b>			
A Comissão Examinadora, em 16/03/2011 após exame da Defesa de Tese e arguição do candidato, decidiu:			
<input checked="" type="checkbox"/> Pela aprovação da Tese		<input type="checkbox"/> Pela aprovação da Tese, com revisão de forma, indicando o prazo de até 30 dias para apresentação definitiva do trabalho revisado.	
<input type="checkbox"/> Pela reprovação da Tese		<input type="checkbox"/> Pela reformulação da Tese, indicando o prazo de _____ para nova versão.	
<b>Preencher somente em caso de revisão de forma:</b>			
<input type="checkbox"/> O aluno apresentou a revisão de forma e a Tese foi aprovada.		Autenticação	
<input type="checkbox"/> O aluno apresentou a revisão de forma e a Tese foi reprovada.		Presidente da Comissão Examinadora	
<input type="checkbox"/> O aluno não apresentou a revisão de forma.		16/03/11 Data	
		Adson Rocha Assinatura/Carimbo	
Autenticação		Ciente	
Coordenador do Curso		Aluno	
_____/_____/_____ Data		16/03/11 Data	
_____ Assinatura/Carimbo		Kênia Fonseca Pires Assinatura/Aluno	
Este relatório não é conclusivo e não tem efeitos legais sem a aprovação do Decanato de Pesquisa e Pós-graduação da Universidade de Brasília.			
<b>Aprovação do Decanato de Pesquisa e Pós-Graduação</b>			
Decisão: <input type="checkbox"/> Homologar			
_____/_____/_____ Data		_____ Assinatura do Decano	

A minha querida família: meus lindos filhos  
Marcos Felipe e Eduardo, meus amados pais  
Waldenir e Malda e meus irmãos  
insubstituíveis Alexandra e Públio.

## AGRADECIMENTO

Ao **Eterno PAI...** *“bom é o SENHOR para os que esperam por ele, para a alma que o busca”*.

Ao orientador e professor **Dr. Adson Ferreira da Rocha**, que pacientemente me direcionou ao caminho do crescimento e por ter acreditado que este dia poderia ser celebrado com muita paz, alegria e respeito.

Ao professor **Dr. Paulo Ricardo da Rocha Araujo**, que acreditou em mim e que me ouviu incansavelmente nesta trajetória. Fico muito grata pelas palavras de sabedoria em favor da realização dos meus sonhos.

Sou muito grata aos professores **Dr. Wilson Henrique Veneziano e Dr. Marcelino Monteiro de Andrade**, pelas construções metodológicas, pela sabedoria nos ensinamentos dispensados a mim e também pelas palavras de incentivo.

À **Faculdade de Educação Física/UnB**, pelo apoio fundamental da pelas instalações e aos equipamentos dispostos no Laboratório de Biomecânica, em especial ao Professor **Dr. Jake Carvalho do Carmo**.

Ao **Dr. Leopoldo Luiz dos Santos Neto**, pelo seu profissionalismo e pela brilhante missão de coordenar e orientar a Pós Graduação em Ciências Médicas. *“Prof. Leopoldo, obrigada por me conduzir no caminho do crescimento e persistência.”*

Aos colaboradores da Pós Graduação em Ciências Médicas, **Gledson Alessandro Ribeiro da Silva e Daniele Miranda** pelo profissionalismo e em especial a paciência que exercitaram comigo nas orientações e nas dúvidas repetitivas. Levo o sentimento de acolhimento fraternal de toda a equipe.

À Fisioterapeuta e Mestre **Leina Adriana Pimenta**, pelas idas e vindas para as coletas e pela sua amizade. Te agradeço por tudo!

Aos meus **alunos da Universidade Católica de Brasília**, que contribuíram imensamente na concretização desta meta e sonho.

Ao meu filho muito querido, **Marcos Felipe Pires Elias**, seria muito difícil sem a sua presença amável na minha vida e aproveito esta oportunidade para te pedir perdão pelas ausências e também quando o acordava cedo aos sábados e domingos para ir comigo ao laboratório para realização das coletas. Você me mostrou o quanto é pleno, íntegro e otimista e, mesmo sem entender muitos acontecimentos, agiu com muita firmeza nos desafios

designados ao nosso crescimento.

À grande amiga **Helen**, pela sua presença querida e divina na minha vida e dos meus filhos.

À amiga e Fisioterapeuta **Sônia Pimentel**, amizade verdadeira e sincera.

Ao **Valmy**, pela sua imensa contribuição na repetição dos testes iniciais e pela sua paciência e pela torcida mais do que positiva nos momentos tão difíceis.

À Deus, pela minha família. Meu pai, **Waldenir** e minha mãe, **Malda**: sem vocês não conseguiria chegar “aqui”. Muito obrigada pelo amor de vocês e pelas palavras de ajuda e incentivo.

E não podia deixar de escrever sobre a chegada do meu segundo filho abençoadíssimo, **Eduardo Fonseca Pires**, que me fortalece a cada momento e que me ensina o verdadeiro sentido da vida.



**Deus, obrigada pelas grandes bênçãos da minha vida.**

**Amo muito vocês!!!!**

“...porque o SENHOR dá a sabedoria e da sua boca vem a inteligência e o entendimento. ELE reserva a verdadeira sabedoria para os retos e é escudo para os que caminham na sinceridade...”(Provérbios 2:6-7).



## RESUMO

PIRES, Kênia Fonseca. **Influência da eletroestimulação neuromuscular de baixa frequência nas variáveis eletromiográficas**. 2011. 134 p. Tese de Doutorado em Ciências Médicas. Programa de Pós Graduação em Ciências Médicas. Faculdade de Medicina. Universidade de Brasília. Brasília/DF. 2011.

O objetivo deste trabalho foi avaliar como a eletroestimulação neuromuscular (EENM) prévia afeta o comportamento de variáveis eletromiográficas durante contrações isométricas. Dez voluntários do sexo masculino (com  $24.0 \pm 2.8$  anos de idade) realizaram contrações isométricas fatigantes a 60% da contração voluntária máxima e sinais eletromiográficos foram medidos no bíceps braquial em duas etapas experimentais. No primeiro estágio, não houve eletroestimulação neuromuscular, e, no segundo estágio, que foi realizado 72 horas depois, 20 minutos de EENM foram realizados antes da repetição do mesmo protocolo usado na primeira etapa. Adaptações dos algoritmos clássicos foram usadas para estimação do valor quadrático médio (*root mean square*), da frequência de potência mediana e da velocidade de condução média dos potenciais de ação de unidades motoras, para os dados coletados nas duas etapas. Observou-se que o valor inicial da velocidade de condução foi maior ( $p=0,0492$ ) para a segunda etapa. A taxa de decaimento no início do protocolo de contração isométrica foi negativa ( $p=0.0371$ ) para a primeira etapa e indeterminada ( $p=0.4764$ ) para a segunda etapa. Para a frequência de potência mediana, não se observaram diferenças significativas entre os valores iniciais para as duas etapas, nem entre as taxas de decaimento no início do protocolo experimental. Além disso, não foram observadas diferenças significativas, nas duas etapas, para a variável do valor quadrático médio. Esses resultados sugerem que o comportamento do músculo é afetado pela eletroestimulação neuromuscular, que afeta, de forma mais clara, o comportamento da variável velocidade de condução.

Palavras-chave: Eletroestimulação Neuromuscular, Baixa Frequência, Eletromiografia de Superfície, Arranjo Linear de Eletrodos, Fadiga Muscular, Velocidade de Condução.

## ABSTRACT

PIRES, Kênia Fonseca. **Effects of the NMES on the electromyographic variables.** 2011. 134 p. Tese de Doutorado em Ciências Médicas. Programa de Pós Graduação em Ciências Médicas. Faculdade de Medicina. Universidade de Brasília. Brasília/DF. 2011.

The goal of this work was to study how preliminary neuromuscular electro-stimulation affects the behavior of electromyographic variables during isometric contractions. Ten male volunteers ( $24.0 \pm 2.8$  years of age) performed fatiguing isometric contractions at 60% of the maximum voluntary contraction, and electromyographic signals were measured on the biceps brachii in two stages. In the first stage, there was no neuromuscular electro-stimulation, and, in the second stage, which has been performed 72 hours later, 20 minutes of low-frequency neuromuscular electro-stimulation was performed before the repetition of the same experimental protocol used in the first stage. Adaptations of classical algorithms were used for the estimation of the root mean square value, the absolute the median frequency, and the conduction velocity of the Motor Unit Action Potential, for the data collected, in the two stages. It was observed that the initial the initial conduction velocity was higher ( $p=0.0492$ ) for the second stage. The rate of decrease at the beginning of the isometric contraction protocols was negative ( $p=0.0371$ ) for the first stage and undetermined ( $p=0.4764$ ) for the second stage. For the median frequency, there were no significant differences ( $p= 0.3760$ ) between the initial values, in the two stages, nor between their rate of decrease at the beginning of the protocol. Also, no significant differences were observed, in the two stages, for the root mean square value variable. These results suggest that the behavior of the muscles are affected by the preliminary neuromuscular electro-stimulation, which affects, in a very clear way, the behavior of the conduction velocity variable.

*Keywords:* NMENS, low frequency, surface electromyography, arrays, muscle fatigue, conduction of velocity.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Designações de corrente descritivas na nomeação de formas de onda de corrente alternada ou pulsada.....	22
Figura 2 –	Características quantitativas dependentes do tempo.....	23
Figura 3 –	Eletrodos confeccionados com diferentes materiais. A) Auto-adesivo, B) Silicone-carbono, C) Alumínio e D) Chumbo.....	24
Figura 4 –	Representação do controle motor. Em (A), sistema de controle motor coordenado pelo SNC com informações de saída e entrada, em (B) seu diagrama em blocos e em (C) diagrama em blocos do controle neuromuscular artificial.....	27
Figura 5 –	Elemento funcional básico do sistema neuromuscular – unidade motora....	28
Figura 6 –	Interação entre os filamentos de actina-miosina, $Ca^{2+}$ e ATP no músculo relaxado e encurtado.....	31
Figura 7 –	Músculo bíceps braquial e sua divisão em cabeça longa (lateral) e cabeça curta (medial).....	34
Figura 8 –	Ponto motor.....	36
Figura 9 –	A) Potencial de repouso da membrana, B) Início da despolarização, C) e D) – Propagação do potencial de ação em ambas as direções.....	39
Figura 10 –	Representação esquemática da origem do potencial de ação da unidade motora.....	39
Figura 11 –	Representação do espectro de frequência e amplitude do sinal EMG.....	40
Figura 12 –	Decomposição da eletromiografia de superfície e o trem de potenciais de ações das unidades motoras.....	41
Figura 13 –	Representação esquemática da modalidade de detecção com os arranjos lineares de eletrodos.....	46
Figura 14 –	Representação da zona de inervação no canal 4 e propagação dos sinais eletromiográficos.....	47
Figura 15 –	A) eletrodos monopolar; B) eletrodo bipolar; C) arranjos lineares de eletrodos.....	47
Figura 16 –	Os pontos em cor azul marcam o acrômio (ponto superior) e a fossa cubital (ponto inferior).....	48
Figura 17–	Exemplo da estimação da velocidade de condução durante a contração	

	fatigante do músculo tibial anterior.....	50
Figura 18 –	Representação esquemática da redução da força.....	52
Figura 19 –	Eletromiógrafo EMG-16.....	54
Figura 20 –	Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II.....	55
Figura 21 –	Aparelho de Correntes elétricas Dualpex 961.....	56
Figura 22 –	Ilustração de parte do aparato experimental, incluindo a cadeira, o suporte para o braço, a célula de carga e o dispositivo palmar de madeira.....	60
Figura 23 –	Placa conversora analógico-digital de aquisição de dados PCMCIA.....	61
Figura 24 –	Bancada experimental.....	62
Figura 25 –	A) Posicionamento do voluntário segurando o dispositivo palmar e B) Posicionamento do voluntário com o cotovelo fletido a 90 graus – mensurado pelo goniômetro.....	63
Figura 26 –	Arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco). O arranjo com 16 eletrodos foi utilizado na parte inicial do experimento.....	64
Figura 27 –	Posicionamento do arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco) no bíceps braquial cabeça curta.....	65
Figura 28 –	Delimitação do direcionamento das fibras musculares, zona de inervação e a melhor região de aquisição do sinal eletromiográfico de superfície.....	66
Figura 29 –	Ilustração do mapeamento da zona de inervação e de tendão. A zona de tendão pode ser observada nos canais 1 e 2 e a zona de inervação no canal 9, onde existe uma inversão no sentido de propagação do sinal eletromiográfico de superfície.....	67
Figura 30 –	A) Posicionamento do arranjo linear de eletrodos flexível de 8 canais e B) Colocação de gel condutor no orifício de cada eletrodo do arranjo linear flexível.....	68
Figura 31 –	Exemplo do sinal eletromiográfico de superfície adquirido com o arranjo linear de eletrodos flexível a 30% da CIVM.....	69
Figura 32 –	Sinal de força da CIV a 60% (em azul). As linhas vermelhas mostram os limites de 5% superior e inferior permitidos para a variação.....	70
Figura 33 –	Representação gráfica da ordem de recrutamento das unidades motoras durante a contração voluntária.....	71
Figura 34 –	Ajuste da intensidade inicial da EENM para que o membro superior atingisse 120° de flexão do cotovelo.....	

Figura 35 –	Voluntário com a órtese no punho, dispositivo palmar de madeira fixo a célula de carga, arranjo linear de eletrodos flexível e eletrodos de silicone-carbono da EENM.....	73
Figura 36 –	Sinal de torque da EENM, com torque em torno de 5 a 10% da CIVM durante a EENM, e 60% da CIVM durante a CIV (em azul). As linhas vermelhas mostram o limite inferior e superior, formando uma faixa de 5%, que delimitam a força desejada.....	74
Figura 37 –	Ilustração do preenchimento do <i>software</i> EMGAcq1_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de controle.....	75
Figura 38 –	Ilustração da tela do <i>software</i> EMGAcq1_6 demonstrando a aquisição do sinal eletromiográfico de superfície a 10% da CIVM durante 5 segundos de contração e 5 segundos de repouso.....	76
Figura 39 –	Ilustração do preenchimento do <i>software</i> EMGAcq1_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de tripla.....	76
Figura 40 –	Demonstração da formação de tripletas, coeficiente de correlação cruzada acima de 70% e valores aceitos para a velocidade de condução da fibra muscular.....	77
Figura 41 –	Ilustração do preenchimento do <i>software</i> EMGAcq1_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de aquisição a 60%.....	78
Figura 42 –	Ferramenta computacional interface.....	78
Figura 43–	Ilustração de corte que resultou em um sinal EMG-S com partida no início da CIV a 60% da CIVM e final na queda de 50% da força desenvolvida pelos voluntários.....	80
Figura 44 –	Exemplo de sinal de EMG-S no domínio do tempo capturado em cada um dos 8 canais diferenciais.....	80
Figura 45 –	Exemplo de apresentação sinal de EMG-S no domínio da frequência capturado em cada um dos 8 canais diferenciais.....	81
Figura 46 –	Ilustração do CC acima de 70% e VC dentro dos padrões fisiológicos para o músculo bíceps braquial.....	82
Figura 47 –	Exemplo de sinal de boa qualidade.....	85
Figura 48 –	Exemplo de sinal com qualidade ruim.....	85

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Esquemas de Classificação dos tipos de fibras dos músculos esqueléticos.....	29
Tabela 2 –	Parâmetros recomendados para amplificadores de Eletromiografia de superfície (EMG-S).....	43
Tabela 3 –	Equipamentos utilizados na pesquisa.....	58
Tabela 4 –	Materiais de consumo utilizados na pesquisa.....	59
Tabela 5 –	Valores referentes à programação da EENM.....	74
Tabela 6 –	Descrição dos participantes cujos dados foram analisados.....	88
Tabela 7 –	Representação das variáveis eletromiográficas avaliadas em 10 voluntários submetidos a CIV a 60% (etapa 1).....	89
Tabela 8 –	Representação das variáveis eletromiográficas avaliadas em 10 voluntários submetidos a CIV a 60% (etapa 2).....	90
Tabela 9 –	Dados experimentais das duas etapas (valor VC).....	91
Tabela 10 –	Dados experimentais das duas etapas (valor FPM).....	93
Tabela 11 –	Dados experimentais das duas etapas (valor RMS).....	95

## LISTA DE ABREVIACÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

A/D	Analógico-digital
AG	Prata
AU	Ouro
AgCl	Cloreto de prata
AMPA	A-amino-3-hydroxy-5-methyl-4-isoxazolepropionic acid receptor
APTA	<i>American physical therapy association</i>
ARV	Amplitude média retificada
BBC	Bíceps braquial cabeça curta
C7	Sétima vértebra cervical
Ca <sup>2+</sup>	Íons cálcio
CBEB	Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica
CC	Correlação cruzada
CIV	Contração isométrica voluntária
CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
CM	Centímetros
CMRR	Contração isométrica voluntária
CMRR	Razão de rejeição de modo comum
CVM	Contração voluntária máxima
EE	Estimulação elétrica
EENM	Eletroestimulação neuromuscular
EMG-S	Eletromiografia/eletromiograma
EMG-S	Eletromiograma/eletromiografia de superfície
FES	Estimulação elétrica funcional
FM	Faculdade de Medicina
FMD	Frequência mediana
H <sup>+</sup>	Hidrogênio
Hz	Hertz
kΩ	Kiloohms
KG	Quilogramas
LISin	<i>Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria</i>
M/S	Metros por segundo

MM	Milímetros
MS	milissegundos
MV	milivolts
NMDA	N-metil D-Aspartato
PAUM	Potenciais de ações de unidades motoras
pH	Potencial hidrogeniônico
RMS	<i>Root Mean Square</i> (valor quadrático médio)
SCE	Seção sobre Eletrofisiologia Clínica
SEMG	Sinal de eletromiografia
SENIAM	<i>Surface EMG for the Non- Invasive Assessment of Muscles</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
TENS	Estimulação elétrica nervosa transcutânea
TPAUM	Trem de potenciais de ações de unidades motoras
UM	Unidade motora
UnB	Universidade de Brasília
VC	Velocidade de condução
%	Porcentagem
μs	Microssegundos



## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>xi</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>xii</b>
<b>LISTA DE ABREVIACÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS.....</b>	<b>xiv</b>
<b>CAPÍTULO 1- INTRODUÇÃO.....</b>	<b>19</b>
1.1 OBJETIVO GERAL.....	20
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	20
<b>CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>21</b>
2.1 ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR (EENM).....	21
2.1.1 Considerações sobre os parâmetros físicos da EENM.....	24
2.1.2 Comando Motor e unidade motora.....	26
2.1.3- Considerações da Fisiologia da CM induzida pela EENM.....	30
2.1.4 Terminologias das contrações musculares.....	33
2.2 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL.....	33
2.2.1 Ponto motor.....	35
2.3 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE.....	36
2.3.1 Sinal de Eletromiografia.....	38
2.3.2 Aquisição de Sinais Eletromiográficos de Superfície.....	42
2.3.3 Processamento do Sinal Eletromiográfico.....	48
2.3.4 Fadiga muscular e Eletromiografia de Superfície.....	51
2.3.5 Eletromiógrafo - EMG16.....	54
2.3.6 Amplificador de Dois Canais Biomecânicos MISO II.....	55
2.3.7 Equipamento de eletroestimulação neuromuscular.....	55
<b>CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA.....</b>	<b>57</b>
3.1 LOCAL DA PESQUISA.....	57
3.2 AMOSTRA.....	57
3.3 - MATERIAIS.....	58
3.4 MÉTODOS.....	59
3.4.1 Etapas 1 e 2.....	69
3.4.1.1 Procedimento da etapa 1.....	69
3.4.1.2 Procedimento da etapa 2.....	71
3.4.1.2.1 Configuração do EENM e Registro de Força Muscular.....	73
3.5 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE.....	75
3.6 O PROCESSAMENTO DOS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE.....	79
3.7 AS TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DOS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE.....	82
3.8 ANÁLISE DA QUALIDADE DOS DADOS.....	84
3.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	86

<b>CAPÍTULO 4 - RESULTADOS.....</b>	<b>88</b>
4.1 TABELA COM O COMPORTAMENTO DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO.....	90
4.2 DIMINUIÇÃO DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO.....	91
4.3 COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO NORMALIZADAS NA ETAPA 1.....	92
4.4 COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO NORMALIZADAS NA ETAPA 2.....	92
4.5 TABELA COM O COMPORTAMENTO DA FPM.....	92
4.6 EFEITO DA EENM NO VALOR DA FPM DO EMG.....	93
4.7 - COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DOS VALORES FPM NORMALIZADOS NA ETAPA 1.....	94
4.8 COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DOS VALORES VELOCIDADE DE CONDUÇÃO NORMALIZADOS NA ETAPA 2.....	94
4.9 TABELA COM O COMPORTAMENTO DO VALOR RMS.....	94
4.10 EFEITO DA EENM NO VALOR RMS INICIAL DO EMG.....	95
4.11 COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DOS VALORES RMS NORMALIZADOS NA ETAPA 1.....	96
4.12 - COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DOS VALORES RMS NORMALIZADOS NA ETAPA 2.....	96
 <b>CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO.....</b>	 <b>97</b>
 <b>CAPÍTULO 6 - CONCLUSÃO.....</b>	 <b>103</b>
 <b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	 <b>104</b>
 <b>APÊNDICES.....</b>	 <b>115</b>
Apêndice A - Artigo publicado no CBEB/2008.....	116
Apêndice B - TCLE - Estudo preliminar.....	120
Apêndice C - Carta de aprovação CEP - estudo preliminar.....	122
Apêndice D - Carta de aprovação CEP - Projeto de pesquisa em doutoramento.....	123
Apêndice E - TCLE - Projeto de pesquisa em doutoramento.....	124
Apêndice F - Tabela de registro utilizada no projeto de pesquisa.....	126
Apêndice G - Check list.....	127
Apêndice H - Registro de Controle do projeto de pesquisa.....	130
 <b>ANEXOS.....</b>	 <b>131</b>
Anexos A – Informações técnicas do manual do EEMN para fortalecimento.....	132
Anexos B – Informações técnicas do manual do EMG-16.....	134

## CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

Em 1990 a *American Physical Therapy Association* (APTA) definiu “a Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) sendo a ação de estímulos elétricos terapêuticos aplicados sobre o tecido muscular, por meio do sistema nervoso periférico íntegro.” Vários estudos dão suporte à afirmação de que a EENM pode fortalecer músculos normalmente inervados, tanto em sujeitos saudáveis (CURRIER et al.,1979); (LAUGHMAN et al.,1983), como naqueles que sofreram vários tipos de distúrbios em que estejam presentes fraqueza e atrofia muscular (CURRIER et al., 1993); (FALLER, 2007).

Não há ainda um consenso sobre os benefícios da EENM. Enquanto vários trabalhos questionam a eficácia desses métodos. (DELLITO e ROSE, 1986); (BRASILEIRO e SALVINI, 2004) enfatizaram que não existem evidências que sustentem o uso da EENM no fortalecimento de músculos saudáveis), outros apontam resultados de aparecimento precoce de fadiga pós EENM (GUIRRO et al., (2000) e LAUFER et al., (2001). A literatura descreve resultados sobre a influência prolongada do EENM em pacientes com transtornos neurológicos como hemiplegias e paraplegias (LIMA, 2005); PAOLILLO et al., (2006) na reeducação da musculatura do assoalho pélvico, como controle miccional e problemas relacionados a sexualidade (SKOBEJKO-WŁODARSKA, 2002); (JANUARIO et al., 2007); (D’ANCONA et al., 2010) e controle do peristaltismo intestinal (PAOLILLO et al.,2005).

Entretanto, esses mesmos pesquisadores recomendam maior aprofundamento em estudos sobre os efeitos da eletroestimulação neuromuscular por existirem outros fatores que podem interferir na geração de torque e conseqüentemente podem promover menor impacto na fadiga muscular, sendo: amplitude do pulso, duração, frequência do trem de pulso, período de estimulação e repouso são fatores determinantes na EENM. E ainda ressaltaram que é um grande desafio encontrar conclusões definitivas e sugerir variáveis físicas que possam promover contrações musculares mais fortes com o mínimo de fadiga muscular, principalmente quando se deparam com metodologias diversificadas e parâmetros físicos de correntes elétricas variados.

Na área desportiva, foram relatados resultados positivos de fortalecimento muscular associados (GRILLO e SIMÕES, 2003); (SILVA et al., 2007); ou não a contração

voluntária muscular (CURRIER et al., 1983); (PIERRE et al., 1986); (SELKOWITZ, 1989); (LAUFER et al., 2001). Nesses estudos existe uma dificuldade em se avaliar os efeitos da EENM devido à variedade de protocolos usados (DOURADO e GODOY, 2004); (LIMA et al., 2006); (FALLER et al., 2009); (BIGONGIARI et al., 2008); (ALMEIDA et al., 2009); (CORRÊA et al., 2009); (SILVA et al., 2010). Entretanto, há consenso entre os autores (DRUMOND et al., 2008); (PELLIZARI et al., 2008) de que ocorre diminuição da força muscular após a EENM, e sugere-se que essa diminuição é devida a fadiga muscular. Esse comportamento foi relatado tanto nas estimulações de baixa e/ou média frequência de EENM (LAUGHMAN et al., 1983); (LAUFER et al., 2001); (PIRES, 2004); (SILVA et al., 2010).

Essa observação da manifestação de fadiga muscular associada à EENM foi o principal motivador do presente trabalho. O melhor entendimento dos mecanismos que geram essa fadiga pode levar ao desenvolvimento de protocolos de EENM mais eficazes e com menos efeitos colaterais. Por isso, iniciou-se a busca por formas de tentar entender melhor os efeitos da EENM. Entretanto, os mecanismos da ação muscular não são ainda completamente entendidos, e os mecanismos de contração muscular causada pela EENM são menos entendidos ainda.

## 1.1 OBJETIVO GERAL

Após pesquisa sobre o tema, definiu-se como objetivo do trabalho a avaliação do efeito de um protocolo de EENM de baixa frequência (a mais comumente usada em tratamentos fisioterapêuticos) nas variáveis eletromiográficas usualmente associadas à fadiga muscular.

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Análise da variável espectral - amplitude do sinal eletromiográfico (*root mean square* -RMS) nas contrações isométricas voluntárias e após a EENM;
- Análise da variável frequência mediana nas contrações isométricas voluntárias e após a EENM;
- Análise da velocidade de condução dos potenciais de ação das unidades motoras nas contrações isométricas voluntárias e após a EENM.

## **CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

### **2.1 ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR (EENM)**

Relatos históricos afirmam que, no ano 46 a.C., Scribonius Largus utilizava-se de peixes torpedo, que geravam tensões elétricas entre 25 a 30 V, para o tratamento de cefaléias e dores decorrentes de artrite gotosa. Em 1791, Luigi Galvani publicou seus comentários a respeito dos efeitos da eletricidade sobre o movimento muscular, importante obra onde descreveu estudos de estimulação elétrica nas patas traseiras de rãs com a carga elétrica estática proveniente de duas superfícies metálicas distintas. Em 1855, o médico francês Guillaume Duchenne de Boulogne publicou um trabalho descrevendo o uso de estimulação elétrica (EE) sobre tecidos musculares, além de ser o primeiro pesquisador a ter sucesso na estimulação do nervo frênico (KRUEGER-BECK et al., 2010).

A partir dos estudos sobre os efeitos da eletricidade em rãs, os cientistas deduziram a hipótese de que os tecidos animais são dotados de uma eletricidade intrínseca que está relacionada a processos fisiológicos fundamentais como a condução nervosa e a contração muscular. (GUIRRO e GUIRRO, 2002).

Do ponto de vista da eletroterapia, um potencial elétrico aplicado na fibra nervosa, provoca dissociação iônica, alterações de polaridade da membrana, os quais são imprescindíveis para a promoção da despolarização e da repolarização na membrana do tecido muscular (GUIRRO e GUIRRO, 2002).

No fim dos anos 70, depois de uma rápida proliferação de unidades de estimuladores elétricos transcutâneos (TENS) para controle da dor, o interesse na eletroterapia foi aumentado por registros de pesquisa na União Soviética, em que se afirmou que a ativação elétrica regular do músculo era mais efetiva que o exercício no fortalecimento do músculo esquelético em atletas de elite. Essa pesquisa resultou em melhorias no desenvolvimento de uma classe de estimuladores elétricos para EENM. A caracterização das correntes eletroterapêuticas foi muitas vezes influenciada pelos desenvolvimentos históricos ou pelo setor comercial. Com o desenvolvimento de diferentes formas de geradores elétricos durante o século XX, os tipos de correntes elétricas empregados nas aplicações terapêuticas proliferaram e a diferenciação entre esses tipos de correntes tradicionais e comerciais era muitas vezes baseada somente em uma única característica de corrente (ROBINSON e

SNYDER-MACKLER, 2001). Na metade dos anos 80, a Seção sobre Eletrofisiologia Clínica (SCE) da Associação Americana de Fisioterapia reconheceu que tal diferenciação arbitrária de correntes eletroterapêuticas com a proliferação de designações comerciais de correntes favoreceu a confusão na comunicação com relação à eletroterapia. Numa tentativa de aliviar o problema, a SCE desenvolveu uma monografia tratando da terminologia em eletroterapia com o objetivo de oferecer orientações para descrições qualitativas e quantitativas de correntes eletroterapêuticas (FUJIRINI JUNIOR, 2005).

Os aparelhos de EENM de hoje usam uma variedade de formas de ondas e podem produzir características apresentadas no gráfico organizacional mostrado na figura 1, objetivando o uso de descrições qualitativas para formas de onda de corrente pulsada ou corrente alternada.

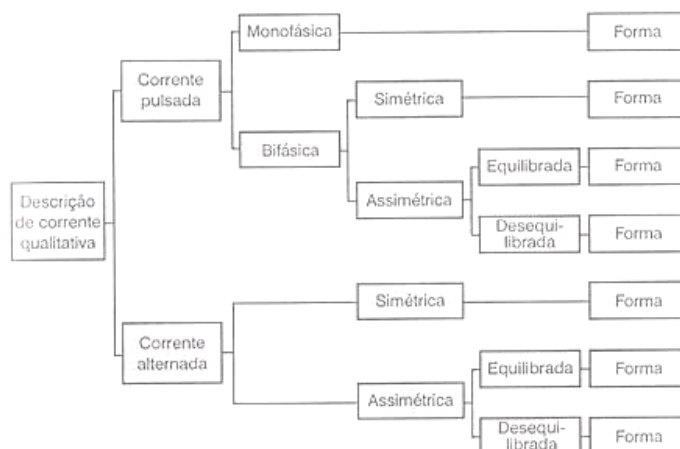


Figura 1 – Designações de corrente descritivas na nomeação de formas de onda de corrente alternada ou pulsada.

Fonte: Robinson e Snyder-Mackler (2001).

No organograma da figura 1, primeiramente determina-se qual o tipo de corrente (pulsada ou alternada) e o número de fases correspondentes: (1) monofásicas – caracterizadas pelo afastamento do pulso a partir da linha de corrente zero em apenas uma direção e (2) bifásicas – caracterizadas por um pulso que se afasta da linha base primeiro em uma direção e depois na direção oposta. Na próxima etapa do gráfico, caracteriza-se a simetria – a onda é simétrica quando a primeira fase corresponde à imagem de espelho da segunda fase de um pulso bifásico e assimétrica caso não seja.

Designações de formas de ondas são freqüentemente encontradas na literatura profissional e comercial, como retangular, quadrada, triangular, dente-de-serra, pontiaguda, senoidal e exponencial (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001).

(CURRIER et al.,1983); (LAUGHMAN et al.,1983); (DELLITO e ROSE, 1986); (SNYDER-MACKLER et al., 1989) e (GUIRRO et al., 2000) não consideraram nenhuma forma de onda da EENM superior às demais. Eles pontuaram que a percepção referida pelos voluntários pelas diversas formas de ondas, seria o marco diferencial no conforto e promoção da força muscular.

As formas de onda de corrente pulsada ou alternada podem ser caracterizadas quantitativamente explicitando-se suas características em relação à amplitude, tais como a medida da magnitude de corrente com referência à linha base de corrente zero em qualquer momento no tempo, e por características que variam com o tempo, tais como: a duração da fase, a duração do pulso, o tempo de transição, o tempo de extinção, o intervalo interpulso, o intervalo intrapulso, o período e a freqüência. Na figura 2, são apresentados, em forma gráfica, exemplos de alguns dos parâmetros dependentes do tempo que caracterizam uma forma de onda usada em EENM.

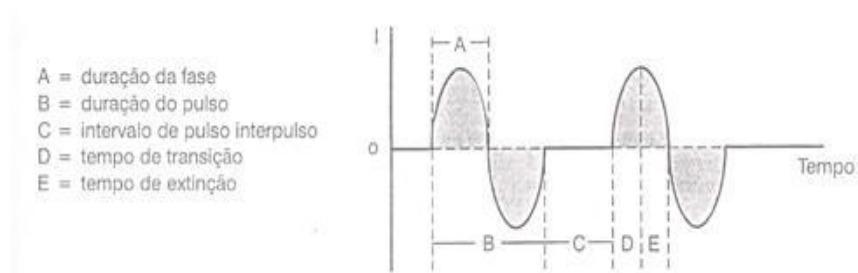


Figura 2 – Características quantitativas dependentes do tempo.  
Fonte: Robinson e Snyder-Mackler (2001)

Segundo Selkowitz (1989), a EENM pode ser classificada em baixa freqüência, que inclui as freqüências de 10 a 500 Hz e média freqüência, que inclui a faixa de 1.000 a 10.000 Hz. Nesse mesmo trabalho, ressaltou que as freqüências de 25 a 2.500 Hz proporcionam significativo fortalecimento muscular.

Para a aplicação da EENM, é necessária a programação de dois intervalos de tempo, em segundos, para que ocorra a contração muscular e em seguida o repouso. Estes intervalos são denominados: (1) *on time* ou *Ton* - caracterizado por um trem de pulsos ou série de trens

de pulsos, fornecidos para aplicação terapêutica; (2) *off time* ou *Toff* – tempo em que não passará corrente entre os trens de pulso ou uma série de trens de pulsos, permitindo o repouso das fibras musculares.

A EENM é uma técnica não-invasiva, e os eletrodos utilizados nessa técnica são usualmente posicionados sobre a área-alvo, ou melhor, no ventre muscular. Na figura 3 estão ilustrados alguns exemplos de eletrodos confeccionados com diferentes materiais.

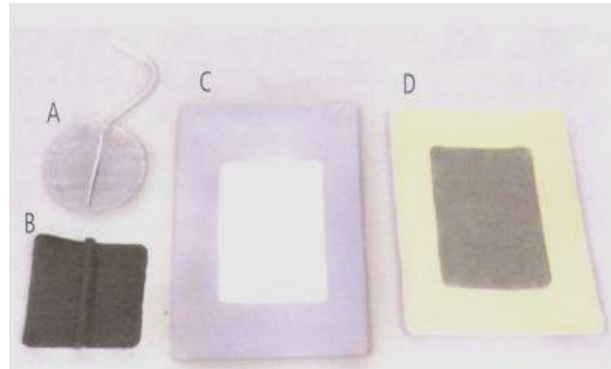


Figura 3 – Eletrodos confeccionados com diferentes materiais. A) Auto-adesivo, B) Silicóne-carbono, C) Alumínio e D) Chumbo

Fonte: Guirro e Guirro (2002).

### 2.1.1 Considerações sobre os parâmetros físicos da EENM

A EENM aplicada através da superfície da pele sobre uma parte do sistema neuromuscular intacto pode evocar um potencial de ação no músculo ou fibra nervosa que é similar aos potenciais de ação gerados fisiologicamente. O potencial de ação gerado no axônio motor periférico alfa resulta em contração muscular, mas o tipo e o número de unidades motoras ativas e a fatigabilidade da contração muscular induzida eletricamente são considerados diferentes das contrações musculares voluntárias (PICHON et al., 1995); (NELSON et al., 2003).

Grande atenção tem sido atribuída ao uso da EENM na prática clínica e na medicina esportiva. Vários pesquisadores avaliaram as respostas de fortalecimento muscular pela EENM durante sessões repetidas, em músculos inervados e desnervados, com o objetivo primordial de prevenir atrofia principalmente em pacientes que não apresentam contração voluntária após cirurgia de joelhos (CURRIER et al., 1983); (PIERRE et al., 1986);



(SELKOWITZ, 1989).

(DE BISSCHOP e CLAPAREDE, 1977 apud PIERRE et al., 1986) observaram que as baixas frequências podem produzir apenas 40% da contração voluntária máxima (CVM) devido a presença de dor durante a estimulação e que frequências acima de 1.000 Hz produzem menor sensação dolorosa. Diante desta peculiaridade indicaram as frequências maiores para o tratamento de músculos inervados.

Porém, foi observado por WARD et al (2006) que a corrente elétrica senoidal com frequência de 2.500 Hz usada intensamente na Rússia para treinamento de atletas apresentou maior efetividade quando comparada com exercícios isolados.

A estimulação crônica de baixa frequência é um método bem estabelecido nos artigos científicos para induzir mudanças específicas nas propriedades musculares e eventos moleculares. Para SNYDER-MACKLER et al. (1989) existem alguns fatores que podem interferir na geração de torque e, conseqüentemente, podem promover menor impacto na fadiga muscular durante a EENM, tais como: amplitude do pulso, duração, frequência do trem de pulso, período de estimulação e repouso. Além disso, esses autores ressaltaram que é um grande desafio encontrar conclusões definitivas e sugerir variáveis físicas que possam promover contrações musculares mais fortes com o mínimo de fadiga muscular, principalmente quando a literatura apresenta metodologias diversificadas e parâmetros físicos de correntes elétricas variados.

Para STEFANOVSKA e VODOVNIK (1985), as características metabólicas, assim como as propriedades contráteis das fibras musculares podem ser alteradas por padrões diferentes de atividade muscular influenciados pela frequência de repetição do estímulo e acrescentaram que a fadiga muscular depende da taxa de repetição de pulsos da estimulação e sua subsequente pausa. Estes pesquisadores salientaram que os motoneurônios fásicos necessitam de maiores frequências (30 a 60 Hz) do que os tônicos (10 a 20 Hz) e indicaram a frequência de 2.500 Hz, com configuração senoidal para indivíduos saudáveis e atletas.

DELLITO e ROSE (1986) não encontraram diferenças estatisticamente significantes na mensuração do desconforto para as formas senoidal, triangular e quadrática para a frequência de 2500 Hz. Porém, LAUFER et al., (2001) compararam a fadiga muscular induzida por contrações repetidas por meio de 3 formas de onda – monofásica (50 Hz), bifásica (50 Hz) e bifásica (2.500 Hz) modulada por 50 séries de trens de pulsos – com a

mesma duração da fase. Os resultados demonstraram que a corrente bifásica de 2.500 Hz causou maior fadiga muscular, sendo atribuída ao recrutamento de unidades motoras rápidas com conseqüente fadiga muscular precoce.

Para GUIRRO et al. (2000), as EENMs de baixas e médias frequências promoveram ganho de força durante o protocolo de treinamento. Os resultados obtidos demonstraram que no grupo de voluntárias submetidas à EENM com média frequência, as mesmas suportaram maior intensidade, sendo justificado em função da menor resistência em relação à epiderme e da menor largura de pulso da corrente de média frequência. Estes dados corroboram com SNYDER-MACKLER et al., (1989) que também verificaram o torque produzido nas frequências de 50 Hz, 2.500 Hz e 4.000 Hz e concluíram que as duas primeiras frequências são capazes de gerar torques acima de 30 a 50% da CVM.

Por outro lado, BRASILEIRO e SALVINI (2004) enfatizaram que não existem evidências que sustentem o uso da EENM no fortalecimento de músculos saudáveis, destacando que na maioria das pesquisas, a EENM isolada produz níveis de torques bem inferiores aos gerados pela CVM. Estes autores ressaltaram a importância de valorizar o relato da percepção dolorosa sinalizada pelo indivíduo durante a aplicação da EENM.

### **2.1.2 Comando Motor e unidade motora**

O sistema nervoso central (SNC) possui vias de estímulos eferentes que são responsáveis pela ativação muscular e glandular, entre outras funções. O SNC também possui uma via de estímulos aferentes e que oferece realimentação de uma série de informações, tais como localização espacial do segmento, velocidade de deslocamento e sensibilidades tátil e nociceptiva. A figura 4 apresenta uma representação em que controlador humano representaria o SNC, os cordões as vias neuronais motoras e aferentes e o boneco o sistema músculo-esquelético.

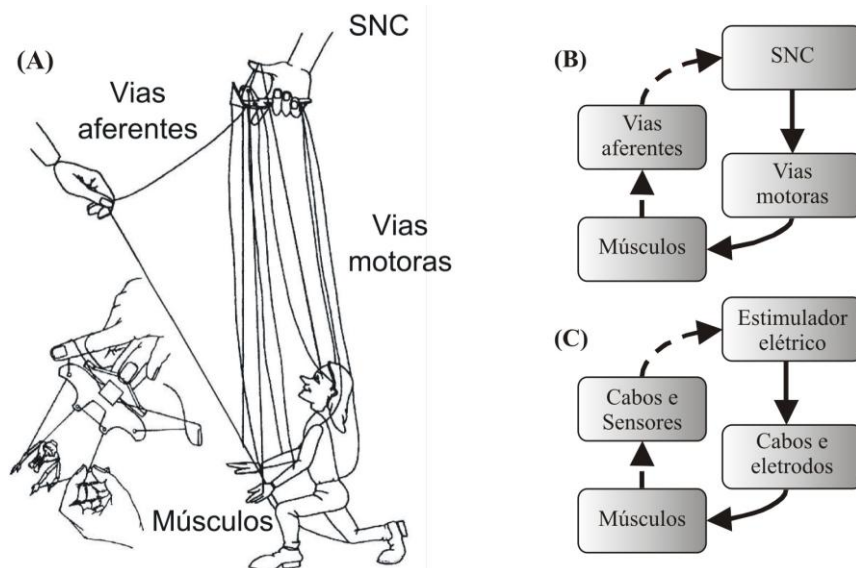


Figura 4 – Representação do controle motor. Em (A), sistema de controle motor coordenado pelo SNC com informações de saída e entrada, em (B) seu diagrama em blocos e em (C) diagrama em blocos do controle neuromuscular artificial

Fonte: KRUEGER-BECK et al., (2010).

De acordo com KRUEGER-BECK et al., (2010), além das vantagens da capacidade de locomoção com a aplicação de EENM e ou Estimulação Elétrica Funcional (FES), constata-se que seu uso acarreta em ganho de massa muscular e estimula a remodelagem neuronal. A remodelagem neuronal ocorre devido à estimulação local sobre o músculo ou ativação antidrômica (sentido terminal do axônio para o soma) nas células motoras do corno anterior da medula espinal. Sinapses de Hebb ocorrem em regiões do SNC que estão associadas à memória e ao aprendizado, tanto sensorial quanto motor, utilizando-se do potencial de ação de longa duração presente, principalmente, nos neurônios que utilizam glutamato como neurotransmissor nos receptores N-metil D-Aspartato (NMDA) e *α-amino-3-hydroxy-5-methyl-4-isoxazolepropionic acid receptor* (AMPA).

Sinapses desse tipo estão presentes ao nível das células do corno anterior da medula espinal e sabendo que o papel da EENM e ou FES é executar a contração muscular o paciente deve interpretar o movimento como se estivesse sendo realizado voluntariamente. Essa estratégia permite uma ativação de vias neuronais que, conseqüentemente, favorece uma remodelagem neuronal.

O sistema muscular apresenta diversas malhas de controle cujo controlador é o sistema nervoso central – quer seja a medula, em movimentos involuntários, quer seja o cérebro, quando abordados movimentos voluntários. Os atuadores, para todas as malhas de

controle dentro do sistema, sempre serão as fibras musculares. As "medições" – informações sobre o estado atual da "máquina" são feitas periodicamente, no caso de malhas realimentadas. Os elementos responsáveis por esta etapa do processo são o aparelho tendinoso de Golgi e o fuso neuro-muscular, se considerarmos elementos apenas do sistema muscular. Sua ação limita-se a malhas de controle para movimentos involuntários.

A figura 5 demonstra que um axônio de grande diâmetro, mielinizado, projeta-se do corpo celular, passa através da origem ventral da medula espinhal até alcançar o músculo-alvo e por meio de suas finas ramificações inervam uma única fibra muscular, ou seja o axônio entra no músculo e se divide várias vezes em finas ramificações, que por sua vez inervam uma única fibra muscular. As fibras musculares de uma única unidade motora estão usualmente distribuídas sobre uma grande porção da área de secção transversa do músculo e todas as fibras da unidade motora são do mesmo tipo histoquímico. O número de fibras musculares nas unidades motoras varia por volta de 200 a 300 em músculos e até mais de mil fibras por unidade motora em músculos grandes. De acordo com ROBINSON e SNYDER-MACKLER (2001), um motoneurônio juntamente com o grupo de fibras musculares que ele inerva é chamado de unidade motora (UM).

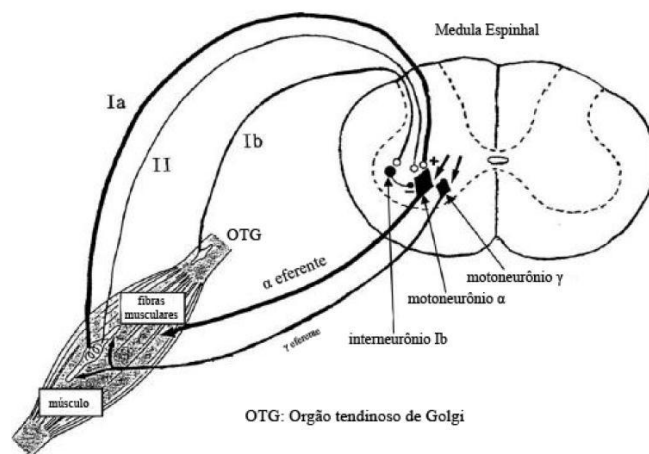


Figura 5 – Elemento funcional básico do sistema neuromuscular: Unidade motora.

Fonte: Merletti e Parker (2004).

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

nervo motor), esperando-se que a variável controlada na saída consiga atingir um determinado valor ou apresente o comportamento desejado (movimento planejado). Já em malha fechada, as informações monitoradas na saída (por meio de sistemas de medição) realimentam a entrada do controlador. A partir de tais informações, o sistema de controle define o nível de ajuste a ser aplicado ao estímulo, corrigindo eventuais erros e buscando atingir o objetivo desejado. A vantagem da utilização de sistemas em malha fechada é que eles mantêm o nível de angulação e/ou torque, por meio do incremento da intensidade da corrente elétrica ao longo do tempo e buscam retardar a perda de torque articular decorrente da fadiga muscular. T

Também proporcionam a correção de possíveis variações musculares decorrentes da espasticidade. Os principais sistemas de medição utilizados em malha fechada englobam acelerômetros, giroscópios, microfones, dispositivos de *laser*, dinamômetros, plataformas de força, *strain-gauges*, eletrogoniômetros, eletromiógrafos (EMG) e células de carga.

MERLETTI e PARKER (2004) descreveram sobre as características contráteis, bioquímicas e histoquímicas das fibras musculares inervadas por motoneurônios particulares recrutadas durante as contrações voluntárias e contrações musculares induzidas eletricamente.

A tabela 1 esquematiza essas características:

Tabela 1 – Esquemas de Classificação dos tipos de fibras dos músculos.

Legenda: CR – contração rápida; RG – rápida glicolítica; ROG – rápida, oxidativa, glicolítica; LO: lenta oxidativa; FR – contração rápida, fadiga rápida; RF – contração rápida, resistente à fadiga; CL: contração lenta.

	CONTRAÇÃO RÁPIDA		CONTRAÇÃO LENTA
Característica	Tipo IIB	Tipo IIA	Tipo I
Padrões de atividade elétrica	Fásicos; alta frequência		Tônicos, baixa frequência
Morfologia	CRb	CRa	CL
Cor	Branca	Branca/Vermelha	Vermelha
Diâmetro da fibra	Grande	Intermediário	Pequeno
Capilares/mm <sup>2</sup>	Baixos	Intermediários	Altos
Volume mitocondrial	Baixo	Intermediário	Alto
Histoquímica e bioquímica	Tipo IIB – RG	Tipo IIA – ROG	Tipo I – LO

<b>Miosina ATPase</b>	Alta	Alta	Baixa
<b>Capacidade de manipular o cálcio</b>	Alta	Média/alta	Baixa
<b>Capacidade glicolítica</b>	Alta	Alta	Baixa
<b>Capacidade oxidativa</b>	Baixa	Média/alta	Alta
<b>Função e contratilidade</b>	<b>FR – CR</b>	<b>RF – CR</b>	<b>L - CL</b>
<b>Velocidade de contração</b>	Rápida	Rápida	Lenta
<b>Velocidade de relaxamento</b>	Rápida	Rápida	Lenta
<b>Resistência à fadiga</b>	Baixa	Moderada/alta	Alta
<b>Capacidade de gerar força</b>	Alta	Intermediária	Baixa

Fonte MCARDLE et al., (2003)

HENNEMAN (1981) sugeriu que: (1) axônios menores conseguem suprir poucas fibras musculares e o número de fibras musculares está relacionado com o tamanho do motoneurônio; (2) a relação entre a proporção de inervações e o tamanho do motoneurônio representa a correlação observada entre a força da UM e o tamanho do motoneurônio.

Em relação às contrações voluntárias, KNAFLITZ et al., (1990) sugeriram que, em níveis mais baixos de contrações, a ordem de recrutamento das unidades motoras progride das UM menores, que apresentam menor nº de fibras e menor diâmetro de fibra e maior resistência a fadiga, para as UM maiores por possuir maior nº de fibras e diâmetro, porém mais fatigável. HOUTMAN et al., (2003) descreveram que a ordem de recrutamento é comandada pelo SNC que envia sinais elétricos para recrutamento das UMs, de acordo com o princípio do tamanho.

### 2.1.3 Considerações da Fisiologia da Contração Muscular induzida pela EENM

A série de eventos elétricos e químicos que descreve como o músculo esquelético é trazido à contração é denominada acoplamento excitação-contração. Abaixo se encontra

descrito o processo de contração muscular (McARDLE et al., 2003); (KITCHEN, 2003); (NELSON et al., 2003); (ROBERTO, 2006).

Para ativação do músculo, o sistema nervoso central primeiro inicia potenciais de ação nos axônios dos motoneurônios alfa. Uma vez iniciado, o potencial de ação do nervo passa rapidamente ao longo dos axônios periféricos e por fim se espalha sobre a membrana dos terminais do nervo motor.

Quando os potenciais de ação do nervo invadem os terminais, a acetilcolina – substância transmissora da junção neuromuscular – é liberada quando o transmissor alcança a membrana da célula muscular, ele é rapidamente ligado ao receptor protéico especializado na região da placa motora da membrana.

Após a ligação da acetilcolina, os receptores aumentam a permeabilidade da membrana para os íons sódio e então ocorre o início de um potencial de ação muscular no sarcolema em ambas as direções em direção aos túbulos - t para abertura dos canais de cálcio sensíveis a voltagem. Em seguida, o cálcio é liberado e difunde-se para a região dos filamentos grossos e finos.

Na superfície dos filamentos finos encontra-se a proteína reguladora troponina, que tem grande afinidade com os íons cálcio. Quando o cálcio se liga nas moléculas de troponina nos filamentos finos, uma mudança acontece na forma tanto da troponina e da tropomiosina, para que as moléculas de actina e as cabeças da miosina se unem prontamente, puxando os filamentos finos em direção ao centro dos sarcômeros.

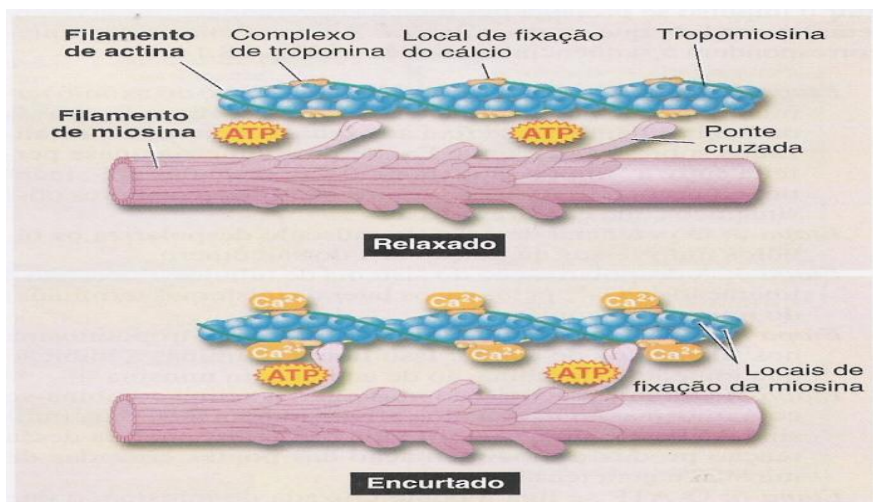


Figura 6 – Interação entre os filamentos de actina-miosina,  $Ca^{2+}$  e ATP no músculo relaxado e encurtado. Fonte: McARDLE et al., (2003)

Essa interação entre actina e miosina é considerada o processo que produz a força de contração muscular. Na figura 6 é demonstrado o estado de repouso e contração dos filamentos contráteis.

Outro fator importante associado com a regulação da força muscular é o número de fibras musculares ativadas em uma contração. Quando a porcentagem do total de fibras musculares ativadas pelas fibras nervosas motoras é incrementada, a quantidade de força produzida pelo músculo em uma frequência fixa de ativação é aumentada. Este fenômeno é atribuído ao aumento do número total formado de pontes cruzadas actina-miosina.

A grande polêmica encontrada nos artigos se deve ao padrão de recrutamento das unidades motoras, uma vez que o Princípio de Tamanho descrito por (HENNEMAN, 1981) determina que o recrutamento das unidades motoras em contração geralmente siga as unidades motoras do tipo lentas para unidades motoras do tipo rápidas resistente à fadiga e por último o recrutamento das unidades do tipo rápida com baixa resistência à fadiga, dependendo do nível de contração.

Para GREGORY e BICKEL (2005) o recrutamento das unidades motoras pela EENM, é denominado princípio do tamanho reverso. Este princípio sustenta o recrutamento inicial de unidades motoras largas e rápidas e posteriormente as unidades motoras lentas. Este mecanismo é atribuído por dois fatores: (1) os axônios das unidades motoras rápidas apresentam menor resistência para a corrente e conduzem os potenciais de ação em proporção mais rápida do que em axônios de unidades motoras menores; (2) geralmente o aparecimento precoce da fadiga muscular é encontrado no uso de EENM quando comparado com ativação voluntária.

Outro mecanismo envolvido na explicação do recrutamento das unidades motoras durante a EENM é o padrão de recrutamento não seletivo. O estudo de KNAFLITZ et al., (1990) permite argumentar que nem todos os protocolos de EENM promovem fadiga precocemente. Estes pesquisadores mostraram que a velocidade de condução aumenta quando as unidades motoras rápidas são estimuladas e alguns fatores estariam influenciando contrariamente no padrão reverso, como: fatores geométricos ou uma falha na correlação entre os diâmetros dos ramos dos axônios e o diâmetro do axônio do motoneurônio.

Para McARDLE et al., (2003), o músculo esquelético não contém apenas um grupo homogêneo de fibras com propriedades metabólicas e contráteis semelhantes e nem todas as



unidades motoras de um músculo têm a mesma probabilidade de serem ativadas no mesmo nível de força, pois muitos músculos do corpo têm um misto de diferentes tipos de unidades motoras (FALLER et al., 2009).

#### **2.1.4 Terminologias das contrações musculares**

O sistema motor humano pode corresponder com precisão às diversas demandas externas e internas, isto inclui a regulação de força exercida, movimentos poderosos, posturas estáticas, locomoção e atividades repetitivas (MERLETTI e PARKER, 2004). A musculatura estriada esquelética está vinculada, principalmente, ao deslocamento do indivíduo e os vários movimentos envolvidos nessa ação só são possíveis graças à relação existente entre músculo, articulação e inserção óssea. Diversas são as situações a serem observadas durante a ação dos músculos, como por exemplo, os tipos de contração muscular, descritas abaixo (MOREIRA e RUSSO, 2005):

- 1- Contração isotônica – ocorre quando o músculo realiza uma contração à medida que se dá uma movimentação no complexo articular, podendo ser dividida em:
  - a) Contração isotônica isocinética – consiste na contração muscular em que o encurtamento ou o alongamento do músculo é controlado por um dispositivo capaz de produzir uma velocidade constante;
  - b) Contração isotônica concêntrica – consiste na contração muscular que ocorre dinamicamente à medida que o músculo se encurta contra a gravidade;
  - c) Contração isotônica excêntrica – consiste na contração muscular que ocorre dinamicamente à medida que o músculo se alonga e ocorre a favor da gravidade.
- 2- Contração isométrica – consiste na contração muscular em que não se observa modificação no comprimento do músculo e nem movimentação articular.

## **2.2 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL**

O músculo bíceps braquial é um músculo classificado como fusiforme, que está

localizado no compartimento anterior do braço e, como o próprio nome indica, apresenta duas cabeças, uma longa (lateral) e outra curta (medial). (MOORE e DALLEY, 2001); (LIPPERT, 2003); (KAPANDJI, 2000).

A cabeça curta do bíceps braquial apresenta sua inserção proximal na ponta do processo coracóide da escápula e a cabeça longa no tubérculo supraglenoidal da escápula. Essas duas cabeças possuem inserção distal na tuberosidade do rádio e na fáscia do antebraço via aponeurose do músculo bíceps braquial. Este músculo é inervado pelo nervo musculocutâneo, sendo sua origem em C5 e C6. (MOORE e DALLEY, 2001 e KENDALL et al., 1995).

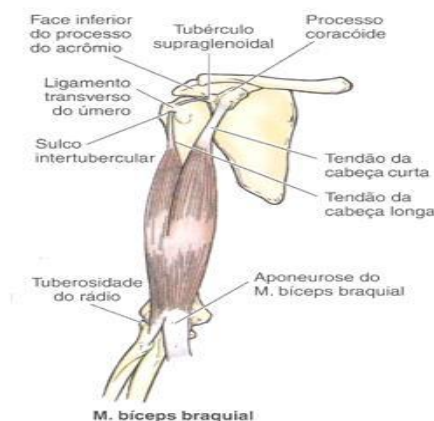


Figura 7 – Músculo bíceps braquial e sua divisão em cabeça longa (lateral) e cabeça curta (medial).  
Fonte: Moore e Dalley (2001).

O músculo bíceps braquial, assim como outros músculos esqueléticos, apresenta em sua composição muscular três tipos de fibras específicas. Essas fibras são classificadas em: fibras do tipo I (identificadas como lenta, oxidativa e vermelha), fibras do tipo IIb (identificadas como rápidas, glicolíticas e branca) e fibras do tipo IIa (intermediária entre as fibras do tipo I e tipo IIb) (GUYTON e HALL, 1999); (JOHNSON et al., 1973).

JOHNSON et al., (1973), realizaram autópsia para investigar os tipos de fibras em seis indivíduos, com idade entre 17 e 30 anos, em diferentes regiões do corpo, vinte e quatro horas após o óbito. Eles analisaram a tipagem de trinta e seis fibras musculares e observaram que o músculo bíceps braquial possui 42,3% de fibras do tipo I e 57,7% de fibras do tipo II na sua região superficial e 50,5% de fibras tipo I e 49,5% de fibras do tipo II na sua região mais profunda.

A ação principal do músculo bíceps braquial é de flexionar a articulação do cotovelo e sua ação secundária mais importante é a supinação do antebraço. Com a origem fixa,

flexiona a articulação do cotovelo, levando o antebraço no sentido do úmero e promove a supinação do antebraço. Já com a inserção fixada, flexiona a articulação do cotovelo movendo o úmero no sentido do antebraço (MOORE e DALLEY, 2001); (LIPPERT, 2003). Por suas duas inserções superiores, o músculo bíceps braquial é coaptador do ombro e abdutor por sua porção longa (KAPANDJI, 2000). De acordo com LIPPERT (2003), se torna eficaz na supinação a 90 graus de flexão, sendo quatro vezes mais eficaz que o supinador para realizar a supinação.

### **2.2.1 Ponto Motor**

Segundo ROY et al., (1986) o ponto motor é o ponto mais excitável (onde a menor intensidade de corrente vai gerar a maior contração visível ou palpável) do ventre muscular, podendo existir mais de um ponto motor em cada músculo. Também denominaram a principal zona de inervação muscular (o local de maior inervação ao longo do ventre muscular) de ponto motor.

Os resultados da localização do ponto motor de alguns músculos foram apresentados em distâncias referentes a marcações anatômicas em valores absolutos. Esse tipo de análise pode aumentar a variabilidade de determinação dos pontos motores em indivíduos com diferentes comprimentos de membro superior e inferior. Ainda, alguns pontos anatômicos indicados são de difícil palpação superficial.

A colocação dos eletrodos da EENM é muito importante para se obter os melhores resultados. É mais fácil ativar o músculo pelo estímulo no seu ponto motor, por ser o local onde o músculo é mais receptivo ao estímulo e responde com contração utilizando-se da menor quantidade de energia e o segundo eletrodo pode ser aplicado em outro local no músculo ou próximo a ele.

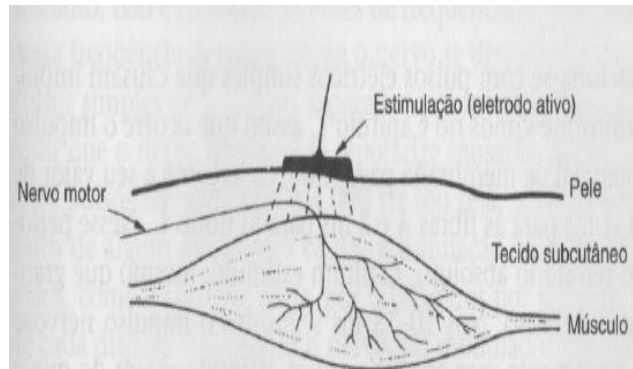


Figura 8 – Ponto motor.  
 Fonte: Low e Reed (2001)

### 2.3 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A Eletromiografia (EMG) é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis das fibras musculares, representando a medida dos potenciais de ação no sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo (MARCHETTI e DUARTE, 2006) e que também pode ser medida em grupos de fibras musculares organizadas em unidades funcionais chamadas de unidades motoras (DeLUCA et al., 2006).

- A seguir estão descritos em tópicos os fatos históricos que acompanham a origem das primeiras observações e estudos dos sinais eletromiográficos (VENEZIANO, 2006):
- Em 1666, o italiano Francesco Redi observou que o choque elétrico era originado do tecido muscular das enguias;
- Em 1791, Luigi Galvani realizou experimentos que demonstraram que descargas de eletricidade estática podiam provocar contrações musculares;
- Em 1849, DuBois Reymond comprovou que a o sinal eletromiográfico (SEMG) poderia ser detectado em músculos humanos durante a contração voluntária;
- No período de oito décadas novos instrumentos surgiram: amplificadores valvulados, eletrodos de metal e eletrodos agulha;
- Em 1921, Piper foi o primeiro que observou a redução na frequência da eletromiografia de superfície (EMG-S) durante exercícios fatigantes;

- Em 1929, Adrian & Bronk estimularam pesquisas clínicas que envolviam a eletromiografia como recurso para procedimentos diagnósticos;
- Em 1940-1950, Inman et al., revelaram que havia relação entre a amplitude do SEMG e a força e a velocidade da contração muscular. Este achado significativo ocasionou um grande impacto na popularização dos estudos eletromiográficos referente a função muscular, controle motor e cinesiologia;
- De acordo com (Kogi e Hakama, 1962); (Kaiser e Peterson, 1963), sugeriram que a observação dos componentes da frequência da EMG permitia obter um índice qualitativo da fadiga desenvolvida em exercícios dinâmicos e estáticos;
- Lindstrom et al., (1970) explicaram os parâmetros do domínio da frequência do SEMG e DELUCA (1981) descreveu o modelo matemático que explicava os parâmetros do domínio do tempo do sinal eletromiográfico (SEMG);
- Em 1970-1980, o uso de sofisticados algoritmos computacionais contribuíram na decomposição do SEMG, o que revolucionou a eletromiografia clínica e forneceu uma ferramenta poderosa em estudos mais detalhados como a detecção do potencial de ação de única fibra muscular.
- Outras técnicas foram descritas usando a EMG-S, os parâmetros frequência mediana e frequência média passaram a ser usados para avaliar o estado funcional do músculo e o parâmetro velocidade de condução provê informações relacionadas à morfologia das fibras musculares;
- Na década de 1990, tornou-se possível verificar a efetividade da aplicação das técnicas de processamento do SEMG. Vários exemplos foram citados na análise da EMG-S: uso de medidas sistemáticas da velocidade de condução da fibra muscular para mensuração da severidade de algumas distrofias, análise do atraso do potencial de ação nas unidades motoras, localização da zona de inervação nas fibras musculares e outros mais.
- Segundo ANDRADE (2006), atualmente, a eletromiografia é considerada uma ferramenta poderosa do sistema neuro-músculo-esquelético e a informação coletada

são geralmente agrupados em três categorias de estudo: a relação entre o aspecto temporal do sinal eletromiográfico e o movimento anatômico; a relação entre o sinal eletromiográfico e a produção de força; a análise entre o sinal eletromiográfico e o músculo fadigado.

- Neste estudo, a análise entre o sinal eletromiográfico e o músculo fadigado e os recentes avanços das técnicas de processamento de sinais eletromiográficos permitem o melhor entendimento da fisiologia muscular, dos parâmetros da fadiga muscular em músculos saudáveis.

### **2.3.1 Sinal de Eletromiografia**

O sinal eletromiográfico é uma manifestação da ativação neuromuscular associado com o músculo contraído e pode ser afetado por variações anatômicas e fisiológicas dos músculos, assim como pelo controle do sistema nervoso central e as características da instrumentação utilizada para aquisição de sinais (DeLUCA, 2006).

A decomposição do SEMG é um processo de identificação e classificação dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUM) detectados por eletrodos intramusculares e de superfície (MERLETTI e PARKER, 2004).

A base da eletromiografia se deve a detecção do impulso elétrico que se propaga ao longo do motoneurônio até alcançar a junção neuromuscular para liberação da acetilcolina (MERLETTI e PARKER, 2004).

Estes eventos são capazes de modificar repentinamente a permeabilidade da membrana aos íons ( $\text{Na}^+$ ) e ( $\text{K}^+$ ), conhecido como potencial de ação. Se a membrana for excitada por meio de estímulos químicos, elétricos ou físicos, ela pode aumentar a quantidade de íons  $\text{Na}^+$  e estes serão empurrados para o interior da célula – evento denominado de despolarização. O potencial de membrana mudará com rapidez para +25 a +35 mV durante 0,5 milissegundos (ms). Ao mesmo tempo, há o aumento da permeabilidade ao  $\text{K}^+$  que tem seu pico um pouco mais tarde que o aumento para os íons  $\text{Na}^+$ , tornando o potencial de membrana mais negativo – evento denominado de hiperpolarização. A bomba de  $\text{Na}^+ - \text{K}^+$  se torna ativa para retornar às suas concentrações

originais, criando um potencial negativo intracelular (NELSON et al., 2003).

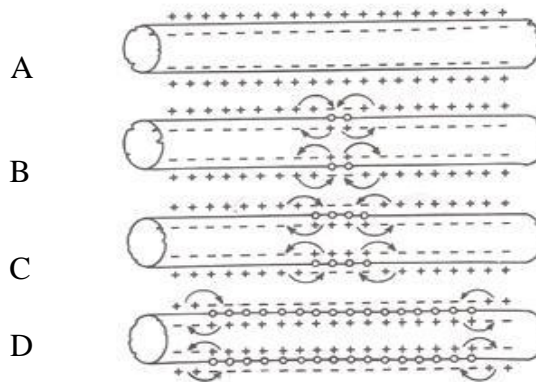


Figura .9 – A) Potencial de repouso da membrana, B) Início da despolarização, C) e D) – Propagação do potencial de ação em ambas as direções.

Fonte: Guyton e Hall (1999)

A despolarização da célula nervosa no músculo permite a liberação de íons de cálcio no espaço intracelular e processos químicos de acoplamento eletro-mecânicos são produzidos para a aproximação dos elementos contráteis da célula muscular. O SEMG é baseado no PAUM – despolarização e repolarização. Segundo KONRAD (2005) a zona de despolarização corresponderia a 1-3 mm<sup>2</sup> e estende ao longo da fibra em uma velocidade de 2 - 6 m/s.

Os potenciais de ação de cada fibra muscular somados espacialmente e temporalmente formam o potencial de ação da unidade motora (PAUM) e de acordo com DeLUCA et al. (2006), este potencial é considerada a unidade fundamental do sinal de EMG.

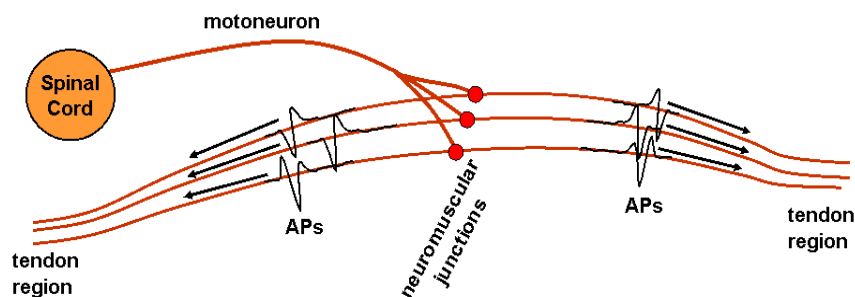


Figura 10 – Representação esquemática da origem do potencial de ação da unidade motora.

Fonte: [www.lisim.polito.it/DEMUSE/Publish/EMGs.htm/](http://www.lisim.polito.it/DEMUSE/Publish/EMGs.htm/)

A forma e o posicionamento dos eletrodos podem influenciar de forma significativa o

sinal eletromiográfico. É possível demonstrar (MERLETTI e PARKER, 2004) que cada um dos eletrodos de detecção tem o efeito de um filtro passa-baixas, e que o comprimento do eletrodo na direção da condução do PAUM define o comportamento desse filtro. Além disso, o uso de eletrodos no modo diferencial (simples ou duplo), também causa uma filtragem passa-baixa, podendo fazer que surjam freqüências com amplitude nula (chamadas, em inglês, de “*frequency dips*”). A resposta em freqüência desse filtro é definida pela distância intereletrodos.

O potencial elétrico associado ao sinal eletromiográfico também varia de forma significativa ao longo do músculo sobre o qual se faz a medida. No caso do bíceps braquial, por exemplo, o sinal tem amplitude muito baixa na zona de inervação, onde o PAUM se origina, e também tem amplitude muito baixa na zona de tendão, onde o PAUM se extingue. Entre essas duas regiões, o sinal tem amplitude maior, e é comum a recomendação que se coloque os eletrodos de medida em um ponto exatamente entre as duas regiões, e ao longo da fibra muscular. A figura 11 ilustra o efeito descrito.

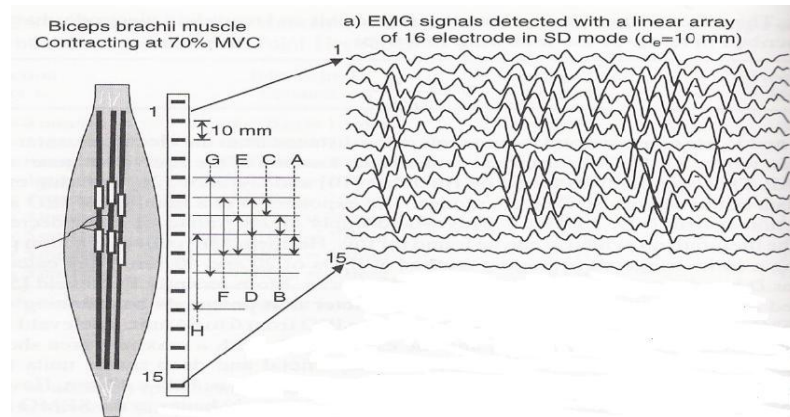


Figura 11 – Representação do espectro de freqüência e amplitude do sinal EMG. Eletrodos no topo (zona de tendão), na lateral (longe da linha que define a fibra muscular) e abaixo do ventre muscular são afetados pela localização. O músculo bíceps braquial foi recrutado a CVM a 70% e o sinal tem amplitude muito baixa na zona de inervação, no qual o PAUM se origina, e também tem amplitude muito baixa na zona de tendão, no qual ocorre a extinção do PAUM. Na letra a está descrito que os sinais EMG detectados com os arranjos lineares de eletrodos no modo diferencial simples, com distância intereletrodo de 10 mm.

Fonte: Merletti e Parker (2004)

Por isso, para que haja perfeita reprodutibilidade nos experimentos, é necessário, na descrição de cada experimento, descrever o formato do eletrodo, da distância intereletrodo e do posicionamento exato dos eletrodos no músculo.

Quanto aos fatores intrínsecos do PAUM, DeLUCA (1993) relaciona as



características bioquímicas, anatômicas e fisiológicas com: (1) o número de UMs ativas durante a contração determinada, podendo contribuir para o sinal detectado; (2) a composição do tipo de fibra muscular, que pode determinar o pH do fluido intersticial do músculo durante a contração; (3) o fluxo sanguíneo no músculo, que pode determinar a taxa de metabólitos que são removidos durante a contração; (4) o diâmetro da fibra, que influencia na amplitude e velocidade de condução dos potenciais de ações constituinte do sinal de EMG; (5) a profundidade e a localização das fibras ativas dentro do músculo em relação a superfície de detecção dos eletrodos, que podem determinar a filtragem espacial e conseqüentes características na frequência e na amplitude.

A manifestação elétrica do PAUM está relacionada com a contração muscular sustentada, sendo que as unidades motoras deverão ser ativadas repetidamente para gerar o evento denominado de trem dos potenciais de ação da unidade motora (TPAUM). A demonstração dos TPAUM é visualizada na figura 12, sendo que a detecção do sinal EMG é acompanhada pela implantação do eletrodo no músculo e após a decomposição dos sinais coletados é possível avaliar a sequência dos potenciais de ações das unidades motoras.

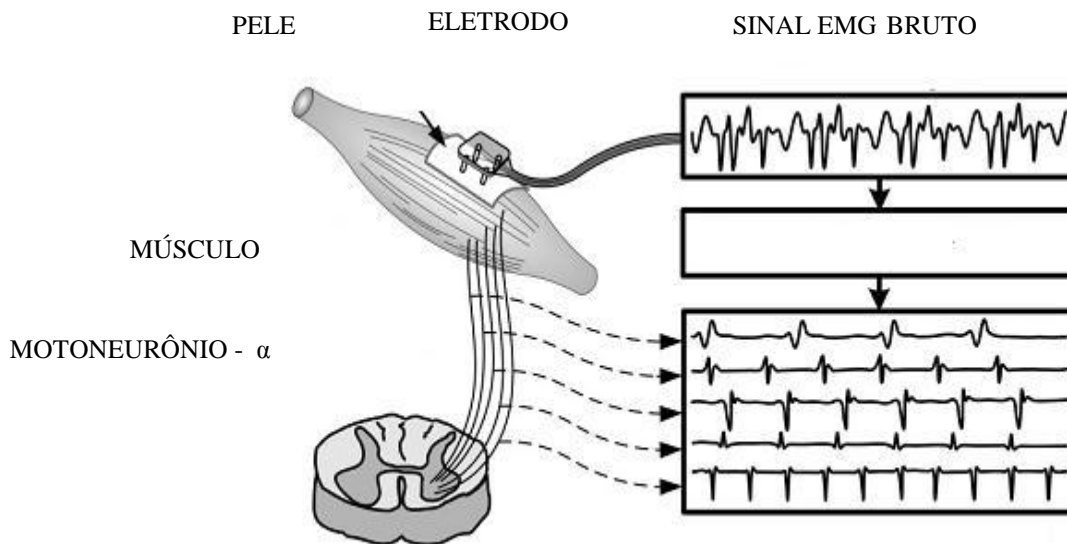


Figura 12 – Decomposição da eletromiografia de superfície e o trem de potenciais de ações das unidades motoras.

Fonte: DeLuca et al. (2006).

DeLUCA et al., (2006) descreveu que, caso não haja relação geométrica entre o eletrodo e as fibras musculares ativas e se as propriedades dos eletrodos de registro sofram

algum tipo de modificação, a forma da onda do PAUM dentro do TPAUM não permanecerá constante. Como exemplo, as mudanças bioquímicas dentro do músculo podem afetar a velocidade de condução da fibra muscular e as propriedades de filtragem do tecido muscular.

### 2.3.2 Aquisição de Sinais Eletromiográficos de Superfície

Em geral, o sinal eletromiográfico é adquirido por um eletromiógrafo acoplado a um computador por meio de um conversor analógico-digital, que realiza a captação do sinal analógico no corpo humano e o converte para a forma digital, que pode ser armazenado e posteriormente processado pelo computador. Como o sinal elétrico gerado pelos músculos é de baixa amplitude – da ordem de décimos de milivolts –, faz-se necessário um aparato sofisticado para a amplificação e o tratamento desse sinal, possibilitando sua posterior visualização, sendo que certos parâmetros devem ser ajustados na aquisição do sinal de EMG (DELUCA, 2006); (VENEZIANO, 2006).

Abaixo, estão descritos os principais componentes e características para a aquisição do sinal de EMG (KONRAD, 2005):

- A. Frequência de amostragem** - o sinal de EMG de superfície pode ter frequências de até 400 a 500 Hz. Portanto, as recomendações da União Européia para eletromiografia de superfície - *Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) indica a frequência de amostragem mínima para o sinal EMG superficial de, no mínimo, o dobro de sua maior frequência, ou seja, da ordem de 1000 Hz ou mais.
- B. Amplificadores:** em função da baixa amplitude do sinal eletromiográfico durante a aquisição, faz-se necessário amplificar o sinal para posterior processamento. Deve-se atentar para os seguintes fatores: características do ruído, razão sinal/ruído, ganho, taxa de rejeição de modo comum, impedância de entrada e largura de banda. Alguns desses fatores são descritos a seguir:
  - Ruído – é qualquer sinal não desejado, de EMG de outro músculo ou de outra fonte junto ao sinal detectado, podendo resultar de fontes distantes, como linhas de força e músculos vizinhos, entre outros;

- Razão sinal/ ruído – quanto maior a razão sinal, melhor a característica do sinal;
- Ganho – como os sinais eletromiográficos têm amplitude de algumas centenas de volts, é comum o uso de ganhos de 1000, 2000 ou mais;
- Razão de rejeição de modo comum (*common mode rejection ratio*, CMRR) – o sinal de modo comum é aquele detectado em ambos os eletrodos. Quanto mais alta a CMRR, melhor o cancelamento do sinal de modo comum. A CMRR acima de 90 decibéis (dB) ou 32.000 vezes, é considerada adequada para a eletromiografia de superfície.

A tabela 2 demonstra os parâmetros recomendados pelo grupo de trabalho SENIAM para amplificadores de sinais eletromiográficos (HERMENS e FRERIKS, 1999).

Tabela 2 – Parâmetros recomendados para amplificadores de Eletromiografia de superfície.

PARÂMETROS	VALOR RECOMENDADO
<b>AMPLIFICADORES</b>	
Filtro passa-alta (corte de baixa frequência):	
✓ para análise espectral EMG	< 10 Hz
✓ para análise de movimentos	10 – 20 Hz
Filtro passa-baixa (corte de alta frequência):	
✓ para aplicações gerais	~ 500 Hz (amostra > 1000 Hz)
✓ para aplicações especiais	~ 1000 Hz (amostra 2000-4000 Hz)
Nível de ruído de entrada - voltagem	< 1 $\mu$ V <sub>RMS</sub> (passa-banda: 10-500 Hz)
Nível de ruído de entrada - corrente	< 10 pA <sub>RMS</sub> (passa-banda: 10-500Hz)
Impedância de entrada	> 100 M $\Omega$ (eletrodos convencionais)
Ganho	O suficiente para compatibilizar o sinal com o número de bits do conversor A/D
Número de <i>bits</i> do conversor A/D	12 ou 16

Fonte: Hermens e Freriks, (1999).

**C. Filtros** – dispositivo designado para atenuar variações específicas de frequências, permitindo a passagem de algumas frequências inalteradas com a atenuação de outras. Com relação à utilização dos filtros analógicos, o SENIAM (HERMENS e FRERIKS, 1999) recomenda:

- Filtros passa-baixa com frequência de corte de 500 Hz para promover atenuação dos componentes de frequência e ruído;
- Filtros passa-alta com frequência de corte menor que 10 Hz para análise espectral e 10 - 20 Hz para análise do movimento.

**D. Conversor Analógico/Digital** – o processo de digitalização de um sinal de EMG analógico é realizado por conversores analógico/digital (*analog-to-digital converter*, ADC). São componentes comuns dos equipamentos eletrônicos e são utilizados para capturar sinais de voltagem (analógico) e expressar a informação em formato numérico (digital). Todos os ADC possuem um número fixo de *bits* (limitado número de dígitos) para quantificar a voltagem do sinal de entrada detectado.

**E. Eletrodos** – são dispositivos de entrada e saída de corrente em sistema elétrico, que conecta o corpo e o sistema de aquisição do equipamento eletromiográfico. O sinal de EMG pode ser adquirido por meio de vários tipos esquemas de detecção, sendo que os mais utilizados são denominados monopolar, diferencial simples e diferencial duplo. Atualmente, está ganhando popularidade o uso de amplificadores com 8 a 16 eletrodos, formando arranjos lineares, ou de 64 e 126 eletrodos, formando arranjos bidimensionais. A escolha dos eletrodos é um ponto importante: (1) a distância inter-eletrodo pode afetar o comprimento de banda das frequências e a amplitude do sinal de EMG e, para levar em conta essas características, a recomendação do SENIAM (HERMENS e FRERIKS, 1999) é de uma distância intereletrodo máxima de 20 mm (de centro a centro). Além disso, recomenda-se, para eletrodos circulares, um diâmetro máximo de 10 mm.

O SENIAM apresenta também algumas recomendações com relação ao posicionamento dos eletrodos (MERLETTI e HERMENS, 2000):

- Os eletrodos devem ser posicionados entre o ponto motor e o tendão distal do músculo avaliado. Um ponto motor fornece um péssimo local para a detecção do sinal de EMG, pois nesta região os potenciais de ação viajam em ambas as direções, assim, as fases positivas e negativas dos potenciais de ação podem ser subtraídas, cancelando-se;

- Devem-se evitar as áreas no tecido biológico que possam causar interferência no sinal de EMG, como: batimento cardíaco, aquisição do sinal de EMG de músculos vizinhos (*cross-talk*) e artefatos eletromecânicos;
- A direção dos eletrodos deve ser a mesma das fibras musculares;

Na última década, é possível observar a importância das tecnologias que envolvem arranjos lineares de eletrodos, onde o sinal eletromiográfico é captado por pares ou tripletas de eletrodos ao longo da linha que acompanha a direção do músculo cujo sinal eletromiográfico está sendo medido. Essa tecnologia teve origem em 1985, e será discutida nos próximos parágrafos.

MASUDA et al., (1985) foram os primeiros pesquisadores que propuseram os arranjos lineares com 16 eletrodos, constituído de 15 filtros diferenciais e indicados para investigar propriedades anatômicas dos músculos e a estimativa da velocidade de condução (VC) da fibra muscular.

De acordo com MERLETTI et al., (1999) e (2003), os arranjos lineares de eletrodos apresentam aplicações importantes, como: (1) identificação das propriedades geométricas e anatômicas das UMs, bem como, a localização da zona de inervação e subsequente identificação da localização ideal para o posicionamento de eletrodos de detecção; (2) alta resolução na estimação da VC das unidades motoras; (3) decomposição da eletromiografia de superfície em relação aos trens de potenciais de ação e (4) estudos do volume condutor.

MERLETTI et al., (2003) descreveram que o sinal de EMG é o somatório das contribuições das UMs ativas dentro de um volume detecção. A zona despolarizada é a origem do potencial elétrico, gerando dois potenciais de ação intracelular que viajarão em duas direções opostas.

A figura 13 apresenta uma representação esquemática de como os eletrodos lineares foram construídos por MASUDA et al., (1985). A configuração apresenta 13 eletrodos, utilizada somente para representação e explanação da detecção do sinal EMG no modo diferencial duplo.

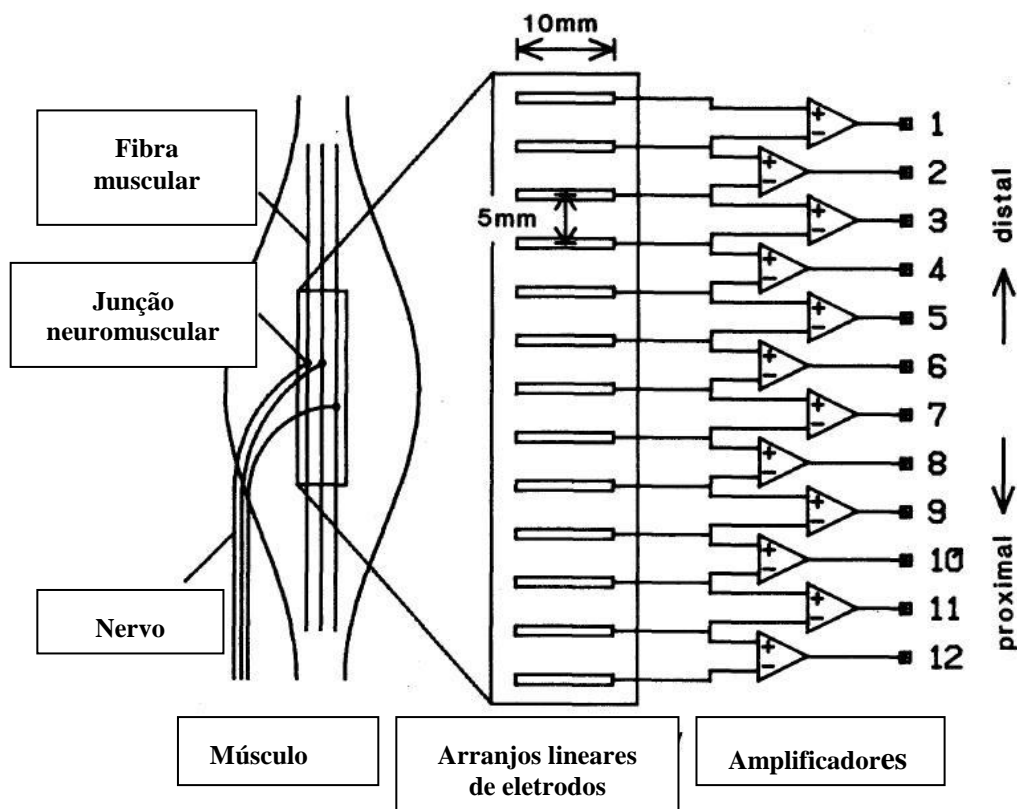


Figura 13 – Representação esquemática da modalidade de detecção com os arranjos lineares de eletrodos  
 Fonte: Masuda et al. (1985)

Na figura 14 é ilustrado um sinal típico captado por um arranjo linear de 8 canais. No grupo de sinais, é possível identificar, no sétimo canal, a zona de inervação, assim como dois potenciais propagando nos dois sentidos da fibra muscular. Além disso, no canal 1 e no canal 8, é possível observar a extinção dos potenciais em propagação. Nesta região, localizam-se as duas regiões de tendão do músculo. Essa figura é muito útil, pois mostra claramente quais são as melhores regiões para a captação do sinal eletromiográfico. Em geral, deve-se evitar a medida do sinal eletromiográfico nas regiões de tendão e na zona de inervação. Usualmente, para medida da velocidade de condução, deve ser usada uma das duas regiões entre a zona de inervação e as zonas de tendão. Para medidas que empregam apenas um sinal no modo bipolar simples, recomenda-se o uso dessas mesmas regiões, sendo comum a recomendação de se usar o ponto central entre a zona de inervação e uma das zonas de tensão.

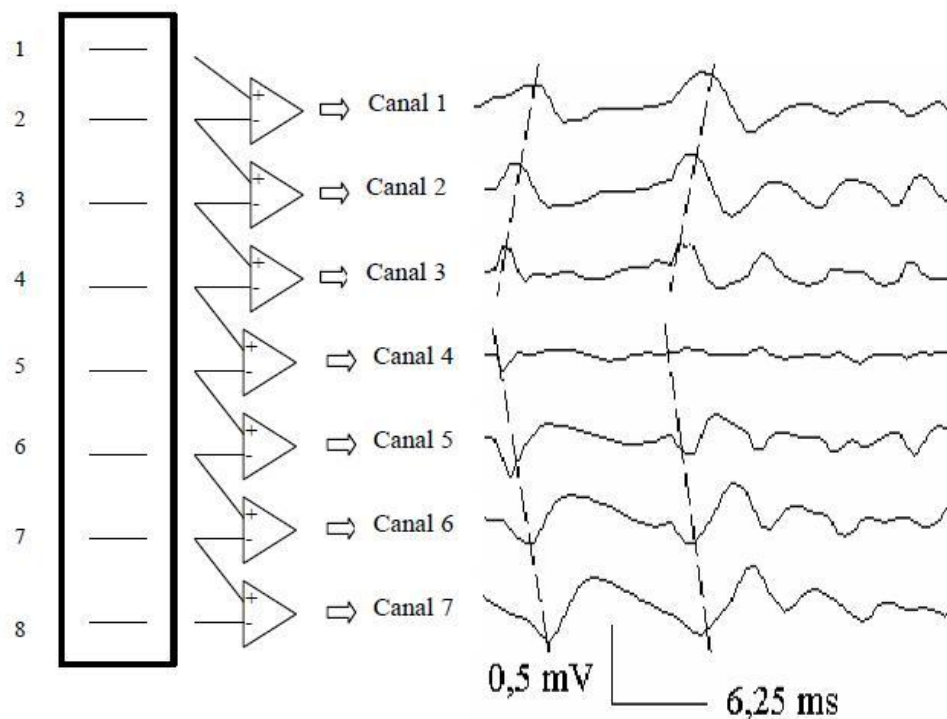


Figura 14 – Representação da zona de inervação no canal 4 e propagação dos sinais eletromiográficos.  
 Fonte: Veneziano (2006).

O material dos eletrodos deve propiciar um bom contato entre a pele e o eletrodo e um comportamento estável no tempo e podem ser de diversos tipos de material: Ag/AgCl, AgCl, Ag, Au e outros (MERLETTI e HERMENS, 2000).

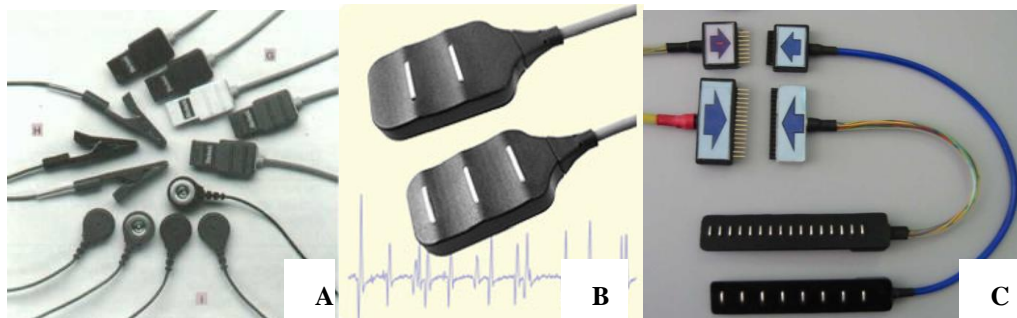


Figura 15 – A) eletrodos monopolar; B) eletrodo bipolar; C) arranjos lineares de eletrodos  
 Fonte: DELSYS e LISIN

A figura 16 apresenta marcações típicas usadas para a localização de eletrodos de superfície no bíceps braquial cabeça curta.

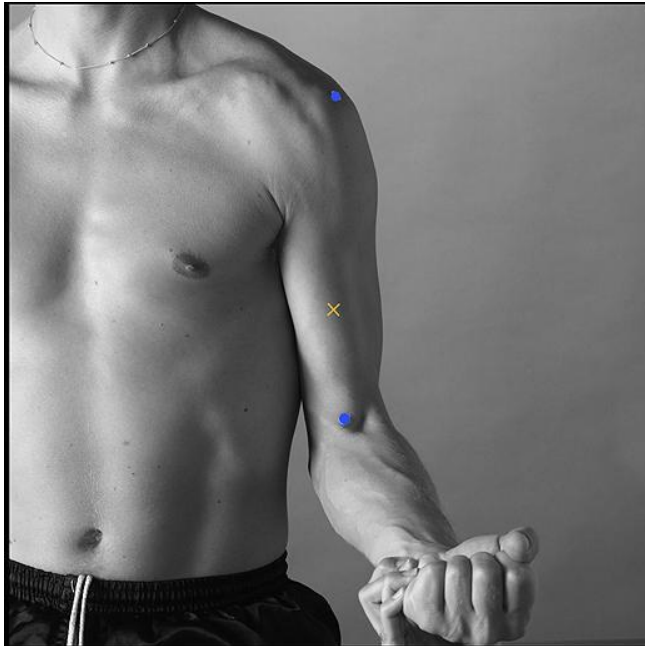


Figura 16 – Os pontos em cor azul marcam o acrômio (ponto superior) e a fossa cubital (ponto inferior). O “x” ilustra um ponto para a deposição dos eletrodos de captação. Tipicamente, esse ponto deve estar localizado entre a zona de inervação e uma das zonas de tendão.

Fonte: Hermens e Freriks (1999).

O eletrodo de referência deve ser posicionado preferencialmente em tecidos inativos eletricamente, como o punho, o processo espinhoso C7 ou o tornozelo.

O SENIAM desenvolveu recomendações para localização dos eletrodos em 27 músculos individuais. Para cada músculo essas recomendações incluem: descrição anatômica (subdivisão, origem inserção e função); localização e orientação do eletrodo; postura precisa e dos voluntários e testes clínicos para registro do sinal eletromiográfico.

### **2.3.3 Processamento do Sinal Eletromiográfico**

Normalmente, o sinal eletromiográfico de superfície bruto passa por um pré-processamento eletrônico no amplificador do sinal analógico, o que pode incluir uma filtragem do tipo passa-banda entre 20 Hz e 500 Hz.

Posteriormente, com o sinal já digitalizado no computador, é possível obter várias informações por meio de muitos métodos que podem ser utilizados para a interpretação dos dados. Duas importantes características do sinal de EMG são a frequência e a amplitude, as



quais podem ser determinadas por análises no domínio do tempo e no domínio da frequência (MARCHETTI e DUARTE, 2006).

**A) Análise no domínio do tempo** – a informação representada no domínio temporal permite observar quando um evento ocorre e qual a intensidade (amplitude) de sua ocorrência. A amplitude pode ser um indicador da magnitude da atividade muscular, produzida predominantemente por aumentos no número de unidades motoras recrutadas e no aumento da taxa de disparo dessas unidades (DeLUCA, 2006). Para auxiliar a avaliação da amplitude, algumas operações são comumente realizadas. Algumas dessas operações são citadas a seguir.

- Retificação – consistem em calcular o valor absoluto do sinal de EMG, transformando as amplitudes negativas em amplitudes positivas de mesmo valor absoluto.
- Cálculo da raiz quadrática média (*root mean square* – RMS) – a amplitude de cada amostra do sinal de EMG é elevada ao quadrado, as amostras de um trecho de sinal são somadas, a raiz quadrada da soma é calculada e, posteriormente, o resultado é dividido pelo número de amostras. Este cálculo tem a vantagem de não requerer a operação de retificação
- Integração – é calculada a área acumulada sobre a curva.
- Envoltório linear – quando o nível de atividade está sendo investigado, o sinal retificado pode ser suavizado por um filtro passa-baixas para suprimir flutuações de alta frequência.

**B) Análise no domínio da frequência** – este método geralmente envolve a determinação do espectro de frequências por meio da transformada de Fourier. Qualquer sinal contínuo real pode ser expresso em uma combinação de senos e cossenos, necessários para duplicar o sinal. A técnica da transformada de Fourier (DeLUCA, 2006) é comumente utilizada para obter três parâmetros da densidade espectral de energia: (1) frequência média; (2) frequência mediana e (3) comprimento de banda do sinal de EMG.

**C) Velocidade de condução (VC)** – com a detecção de dois sinais de EMG ao longo da direção da fibra muscular (excetuando-se a zona de inervação e a região tendinosa) é possível estimar a velocidade de propagação dos potenciais de ação por meio da

determinação do atraso entre dois sinais em propagação adjacentes (MERLETTI et al., 2003).

Frente ao potencial de ação, o fluxo de corrente ocorre na direção em que o potencial de ação de membrana possa alcançar o limiar de excitação. Como consequência, a velocidade do potencial de ação se propaga de acordo com o diâmetro da fibra, o qual se encontra tipicamente entre 3 m/s a 5 m/s. Esta velocidade de propagação é referida como velocidade de condução, que apresenta comportamentos diferentes nos diversos tipos de fibras (MERLETTI e PARKER, 2004). A figura 17 demonstra a estimativa da velocidade de condução nos canais selecionados abaixo da zona de inervação.

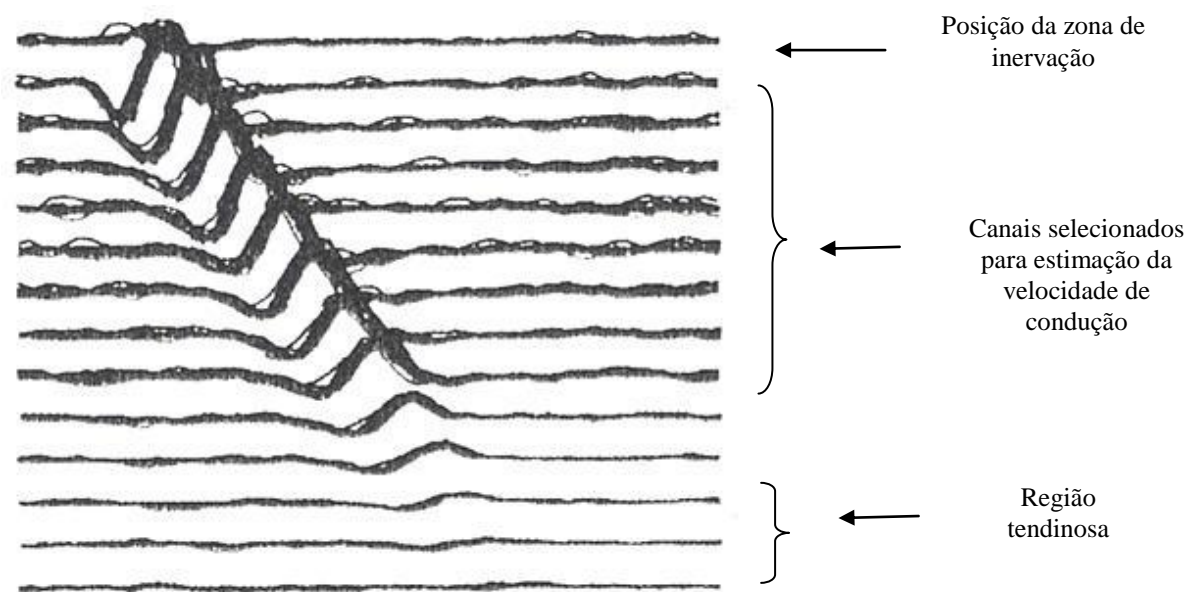


Figura 17 – Exemplo da estimativa da velocidade de condução durante a contração fatigante do músculo tibial anterior

Fonte: MERLETTI et al., (2003).

OLIIVIER et al., (2005) descreveram que a velocidade de condução pode ser determinada pela proporção entre a distância intereletrodo e o tempo de atraso entre os sinais estimados, onde o coeficiente de correlação é maior que 70%.

A reprodutibilidade das estimativas da VC da fibra muscular pode ser calculada pelo coeficiente de correlação (CC), no qual é determinada a porcentagem da variância total por meio da variabilidade entre os sujeitos (FARINA et al., 2000). Esta porcentagem é atribuída por testes repetitivos na mesma sessão ou em experimentos mais prolongados.

Os valores acima de 80% indicam excelente reprodutibilidade, enquanto valores abaixo de 60% podem refletir pobre reprodutibilidade.

### **2.3.4 Fadiga muscular e EMG-S**

A fadiga muscular é frequentemente definida como uma perda temporária na força ou incapacidade de gerar torque mediante contrações musculares repetitivas (STACKHOUSE et al., 2001).

Segundo (BINDER-MACKLEOD e RUSS, 1999) e (STACKHOUSE et al., 2001), o desenvolvimento da perda de força temporária é um processo complexo e resulta na falência de vários fatores, incluindo:

- Quando a taxa de produção de piruvato é maior em relação à taxa de oxidação pelo ciclo do ácido tricarboxílico. O excesso de piruvato é convertido em ácido láctico, que dissocia em lactato e íons  $H^+$  ;
- As concentrações de íons de hidrogênio podem aumentar causando acidose e redução da força muscular;
- Os estoques de glicogênio podem diminuir dependendo das condições de contração e os níveis de fosfato inorgânico podem aumentar;
- A sensibilidade de  $Ca^{2+}$  da Troponina pode ser reduzida;
- A concentração de íons livres de  $Ca^{2+}$  dentro da célula pode estar reduzida;
- A fadiga muscular no exercício máximo de curta duração está associada à falta de oxigênio e um nível sanguíneo e muscular elevado de ácido láctico, com um subsequente aumento drástico na concentração de  $H^+$  dos músculos que estão sendo exercitados.

Essa condição denominada glicólise anaeróbica, pode causar alterações intracelulares drásticas dentro dos músculos ativos, que poderiam incluir uma interferência no mecanismo contrátil, uma depleção nas reservas de fosfato de alta energia, deterioração na transferência de energia através da glicólise, em virtude de menor atividade das enzimas fundamentais, distúrbio no sistema tubular para a transmissão do impulso por toda a célula e desequilíbrio iônicos. A mudança na distribuição de  $Ca^{2+}$  poderá alterar a atividade dos miofilamentos e afetar o desempenho muscular. A fadiga também pode ser desencadeada na junção neuromuscular, quando um

potencial de ação não consegue propagar do motoneurônio para a fibra muscular.

- A fadiga periférica se refere ao dano na transmissão nervosa periférica, na transmissão neuromuscular, dano no processo de ativação das fibras ou interações actino-miosina.

A figura 18 demonstra as possíveis causas da fadiga muscular desencadeada pela diminuição do pH e a elevação do fosfato inorgânico.

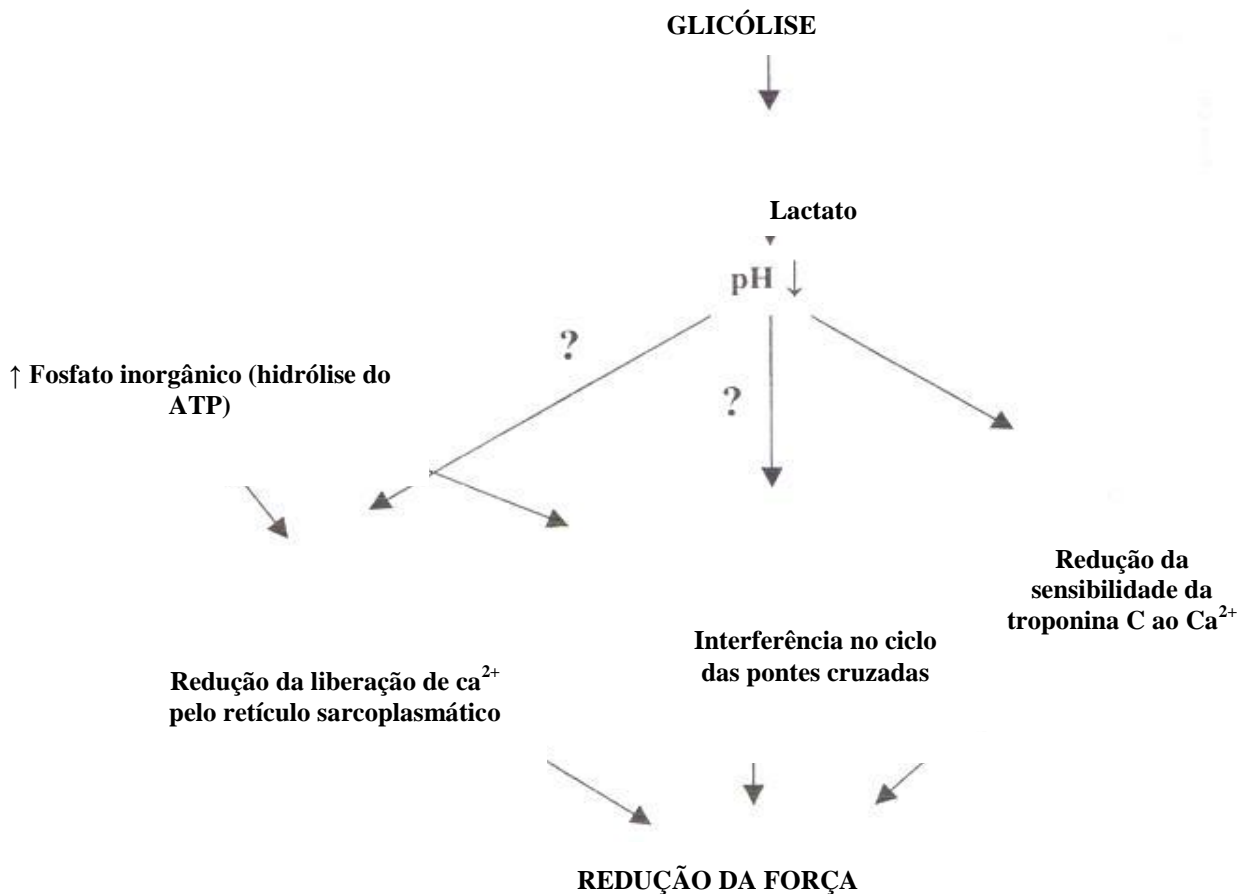


Figura 18 – Representação esquemática da redução da força. Os pontos de interrogação indicam que o pH tem sido uma linha de pesquisa para recentes estudos

Fonte: STACKHOUSE et al. (2001)

Os parâmetros espectrais da eletromiografia de superfície (EMG-S) têm sido utilizados como objeto de estudo para indicar fadiga muscular (FARINA et al., 2006). A membrana e as propriedades de controle das unidades motoras se modificam durante as contrações musculares, em particular a velocidade de condução (VC) da fibra muscular, que é considerado um importante indicador das propriedades da membrana da fibra.

FARINA et al., (2006) verificaram que a mudança na VC implica em mudanças

relativas nas variáveis espectrais. Ressaltaram que a presença de outros fatores pode influenciar nas características do espectro de frequência do que somente a VC. Estes pesquisadores sugeriram que é crítico analisar as variáveis espectrais como indicadores da fadiga muscular, abaixo dos níveis de contração de força média e alta. Ainda neste estudo não observaram dados consistentes das variáveis espectrais para os níveis de contração 15 a 20% da CVM nas fibras superiores do músculo trapézio, concluindo que a utilização do espectro de frequência como indicador de fadiga é questionável para níveis baixos de contração muscular, em particular para as atividades ocupacionais.

Ao contrário, os estudos de FARINA et al., (2005), demonstraram significativa diminuição da VC em baixos níveis de contração, sugerindo que a diminuição do espectro de frequência pode ser determinada pelo disparo de unidades motoras pobres em capilares e conseqüentemente o disparo de frequências não mudariam significativamente por todo o tempo. Completando esta linha de raciocínio, estes mesmos autores ressaltaram que a diminuição da VC das UM durante os baixos níveis de contração muscular sustentada por longos períodos, pode ser explicada pelo recrutamento adicional de UM em relação a precária ativação no processo de contração muscular.

De acordo com MERLETTI e PARKER (2004) a amplitude dos sinais EMG, como o valor RMS, aumentou progressivamente durante as contrações submáximas fatigantes e foram acompanhadas por recrutamento adicional das UM.

Para CRENSHAW et al., (1997) descreveram que as contrações fatigantes menores ou iguais a 30% da CVM, podem ser atribuídas a mudanças no sinal de EMG por meio do mecanismo neural, enquanto as contrações fatigantes acima 45% da CVM são influenciadas por fatores metabólicos.

Os estudos CRENSHAW et al., (1997), observaram que o fluxo sanguíneo mantém até 30% da CVM e apontaram que a partir de 40% da CVM pode ocorrer oclusão nos vasos sanguíneos. Um dos fatores altamente discutíveis é a pressão do fluido intramuscular. Durante os baixos níveis de contração o conteúdo de água intramuscular aumenta pela alta perfusão dos capilares.

Dados não muito recentes relacionaram o aumento dos níveis de contração musculares com possível produção de lactato. GOLLNICK et al., (1974), apud MERLETTI e PARKER (2004), demonstraram que durante as contrações musculares

isométricas, a depleção de glicogênio ocorre primeiramente nas fibras de contração lenta nas porcentagens de 15 a 20% da CVM. Acima destes níveis ocorreram, redução da oferta de oxigênio, diminuição do fluxo sanguíneo e baixo nível de força atribuído ao recrutamento das unidades motoras rápidas. Estes estudos corroboraram os achados de KARLSSON et al., (1975) apud MERLETTI e PARKER (2004), devido aos altos níveis de tensões (30 a 50% da CVM) serem considerados responsáveis na formação de lactato e predispor a fadiga muscular por meio de mudanças diretas e indiretas no pH.

### 2.3.5 Eletromiógrafo EMG-16

Nesta seção, são apresentados, de forma breve, os principais equipamentos utilizados nesta tese, de forma a evitar uma descrição muito extensa no capítulo sobre materiais e métodos.

O equipamento de eletromiografia é constituído de três partes principais: os eletrodos (invasivo ou de superfície), os circuitos de condicionamento de registro (amplificadores, filtros e etc.) e o equipamento de saída do sinal (monitor). O Eletromiógrafo EMG-16 desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN - *Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politecnico di Torino, Turim, Itália*) e fabricado por OT Bioelettronica (Turim, Itália) é um equipamento que incorpora todas as funcionalidades dos circuitos (filtros, amplificadores, isolamento de rede elétrica e etc.) e processa o sinal para a apresentação em um dispositivo de saída como um monitor. Nesse trabalho, o Eletromiógrafo EMG-16 foi extremamente importante, pois permitiu o registro do sinal da atividade muscular. A figura 19 mostra o Eletromiógrafo EMG-16.



Figura 19 – Eletromiógrafo EMG-16.  
Fonte: Manual do equipamento.

### 2.3.6 Amplificador de Dois Canais Biomecânicos MISO II

O amplificador de dois canais biomecânicos MISO II, em conjunto com o eletromiógrafo, é utilizado para capturar variáveis como ângulo, força, torque ou pressão. Uma vez que este equipamento oferece uma sincronização com o eletromiógrafo, as variáveis mensuradas tornam-se úteis para complementar informação nas pesquisas. Um exemplo do uso deste equipamento é a garantia da realização de uma contração isométrica com o nível de força sendo controlado ou a mensuração da força máxima do voluntário utilizando uma célula de carga. Para este trabalho, o MISO II foi importante para mensurar a força máxima, as porcentagens de força e guiar os voluntários nas contrações isométricas voluntárias e elicítadas pela EENM. A figura 20 mostra o Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II.



Figura 20 – Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II.  
Fonte: Manual do equipamento.

### 2.3.7 Equipamento de eletroestimulação neuromuscular

Equipamento de eletroestimulação neuromuscular DUALPEX 961 com 2 saídas independentes e um painel que oferecia ajustes nos parâmetros físicos da corrente elétrica.

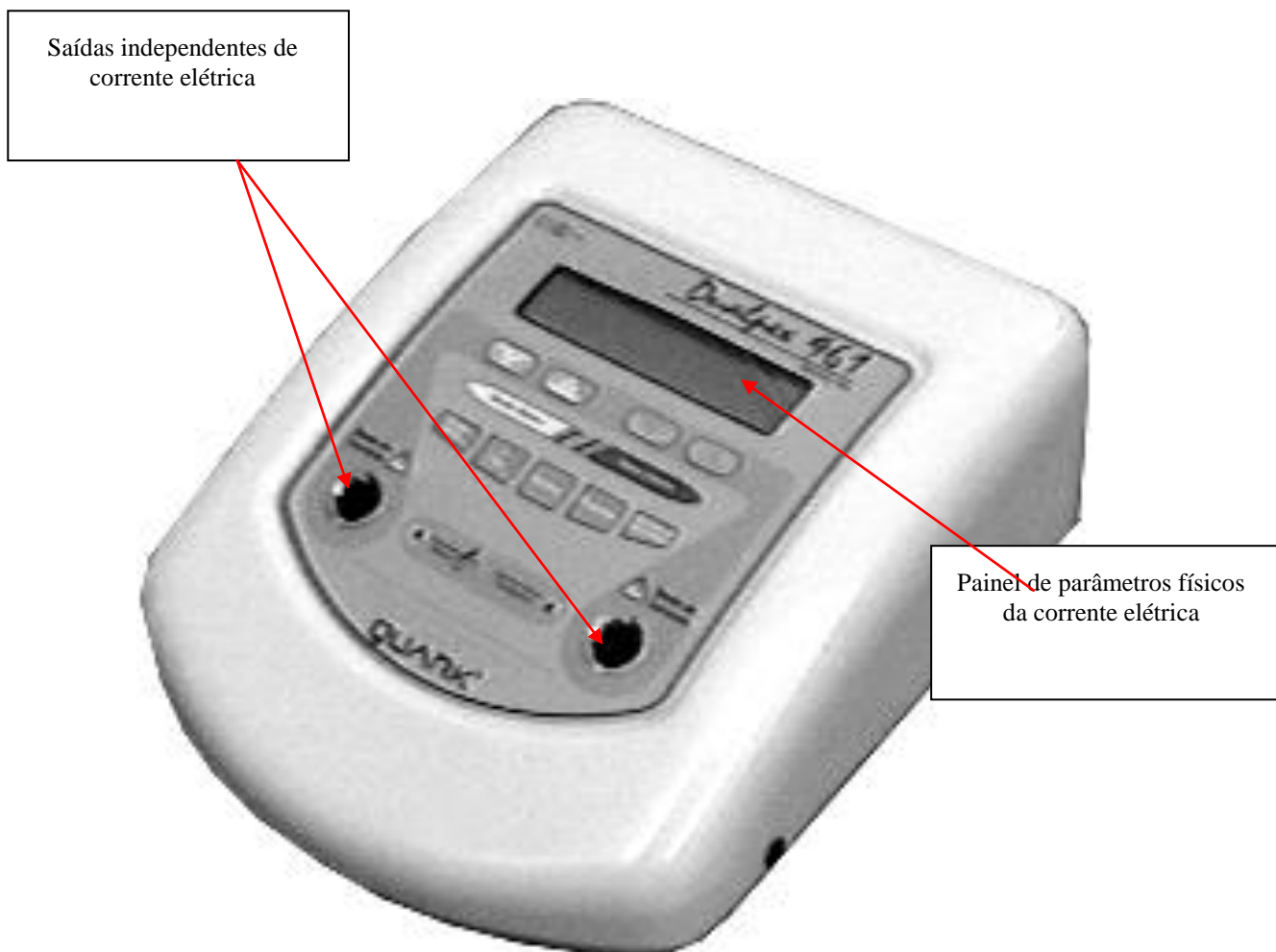


Figura 21 – Aparelho de Correntes elétricas Dualpex 961.  
Fonte: Manual do equipamento.



## CAPÍTULO 3 – METODOLOGIA

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, Parecer do CEP-FM 049/2009 (Apêndice D).

### 3.1 LOCAL DA PESQUISA

O estudo foi realizado no Laboratório de Biomecânica e Processamento de Sinais Biológicos, que está localizado na Faculdade de Educação Física (FEF) na Universidade de Brasília.

### 3.2 AMOSTRA

A amostra foi composta por 10 voluntários do sexo masculino, com faixa etária entre 18 a 28 anos de idade (média de  $22,92 \pm 2,98$ ), massa corporal média de  $75,15 \pm 10,41$  kg e estatura média de  $1,78 \pm 0,51$  metros. Para ingressar neste estudo os voluntários foram recrutados por convite verbal e, após o esclarecimento sobre o experimento, assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) que descrevia detalhadamente o experimento, seus riscos e benefícios (ver Apêndice E).

Os voluntários selecionados para este estudo foram determinados de acordo com os seguintes critérios de inclusão e exclusão:

- Inclusão: ser do sexo masculino, com idade entre 18 a 28 anos, destros, sem história de dor, fratura e disfunção osteomioarticular no segmento a ser analisado, praticante de atividade física e saudável;
- Exclusão: sobrepeso, relato de dor, fratura, trauma recente, seqüela funcional, apresentar sinais e/ou sintomas de lesões provocadas por movimentos repetitivos, disfunção osteomioarticular no segmento a ser analisado e limitação da amplitude de movimento nos membros superiores.

Cada um dos dez voluntários participou de duas etapas dos experimentos, conforme descrito

a seguir:

- Etapa 1: 10 voluntários realizaram apenas a contração isométrica voluntária a 60%;
- Etapa 2: 10 voluntários foram submetidos a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) e, imediatamente em seguida, realizaram CIV a 60%.

### 3.3 MATERIAIS

Os equipamentos e materiais utilizados no experimento estão descritos, respectivamente, nas tabelas 3 e 4

Tabela 3 – Equipamentos utilizados na pesquisa

#### EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

1.	Eletromiógrafo EMG-16 desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN - <i>Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politecnico di Torino, Turim, Itália</i> ) e fabricado por <i>OT Bioelettronica</i> (Turim, Itália).
2.	Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN - <i>Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politecnico di Torino, Turim, Itália</i> ) e fabricado por <i>OT Bioelettronica</i> (Turim, Itália).
3.	Arranjo linear de eletrodos semi-flexível de 16 canais desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN - <i>Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politecnico di Torino, Turim, Itália</i> ) e fabricado por <i>OT Bioelettronica</i> (Turim, Itália).
4.	Arranjo linear de eletrodos flexível de 08 canais desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN - <i>Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politecnico di Torino, Turim, Itália</i> ) e fabricado por <i>OT Bioelettronica</i> (Turim, Itália).
5.	Placa conversora analógico-digital PCMCIA de 12 bits modelo DAQ6045E da National Instruments.
6.	Pulseira de referência desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN - <i>Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politecnico di Torino, Turim, Itália</i> ).
7.	Microcomputador portátil Satellite A135-S4467 (Toshiba, EUA).
8.	Software EMGAcq1_6 desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN - <i>Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politecnico di Torino, Turim, Itália</i> ).

9.	Software Matlab 7.4 desenvolvido pela Mathworks.
10.	No-Break SMS 600 VA.
11.	Célula de carga Modelo TS (AEPH do Brasil, São Paulo, Brasil) de 50 kgf de carga máxima.
12.	Cadeira adaptada com braço ajustável – cadeira comum com uma haste de aço inoxidável com altura ajustável - utilizada para tirar sangue em laboratórios - a haste foi fundida à cadeira para apoio do antebraço com o cotovelo fletido a 90 graus
13.	Dispositivo palmar de Madeira – fabricação na marcenaria
14.	Equipamento de estimulação elétrica neuromuscular (Dualpex 961, QUARK, Brasil) – registro na ANVISA nº 80079190022.
15.	Goniômetro (Carci, Brasil) - plástico transparente com 2 réguas para mensuração de amplitude articular.Sistema de transferidor de 0° a 360°.
16.	Órtese (Mercur, Brasil) - Tamanho ajustável e fabricado em Neoprene

Fonte: Dados da pesquisa

Tabela 4 – Materiais de consumo utilizados na pesquisa

**MATERIAIS DE CONSUMO**

1.	Fitas esportivas de velcro para fixação do arranjo semi-flexível.
2.	Lâmina descartável para depilação.
3.	Cronômetro (KD1069-Kadio).
4.	Eletrodos de silicone impregnado com carbono para estimulação elétrica neuromuscular.
5.	Gel hidrossolúvel para eletrocardiograma.
6.	Algodão.
7.	Canetas cor preta e vermelha (Pilot).
8.	Álcool etílico líquido a 92%.
9.	Água.

Fonte: Dados da pesquisa

### 3.4 MÉTODOS

Todo o aparato experimental foi energizado por meio de uma fonte do tipo *no-break*, que, no período do experimento, foi desconectada da tomada com o intuito de minimizar a interferência da rede elétrica nos equipamentos. Os equipamentos energizados dessa forma foram os seguintes: Eletromiógrafo EMG-16, Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II, Microcomputador portátil Satellite A135-S4467 e Estimulador elétrico neuromuscular Dualpex 961.

Para o experimento, foi adaptada uma cadeira comum, onde o sujeito do experimento deve se sentar. Uma célula de carga modelo TS, com 50 kgf de carga máxima (AEPH do Brasil, São Paulo, Brasil) foi conectada entre um dispositivo palmar de madeira, usado pelo sujeito para exercer a força requerida no experimento. A base da cadeira foi adaptada a uma haste de aço inoxidável com altura ajustável, sendo que a haste foi fundida e ajustada com braceletes à cadeira com o propósito de apoiar o antebraço com o cotovelo fletido a 90 graus durante a realização das contrações isométricas voluntárias. Essa montagem está ilustrada na figura 22.

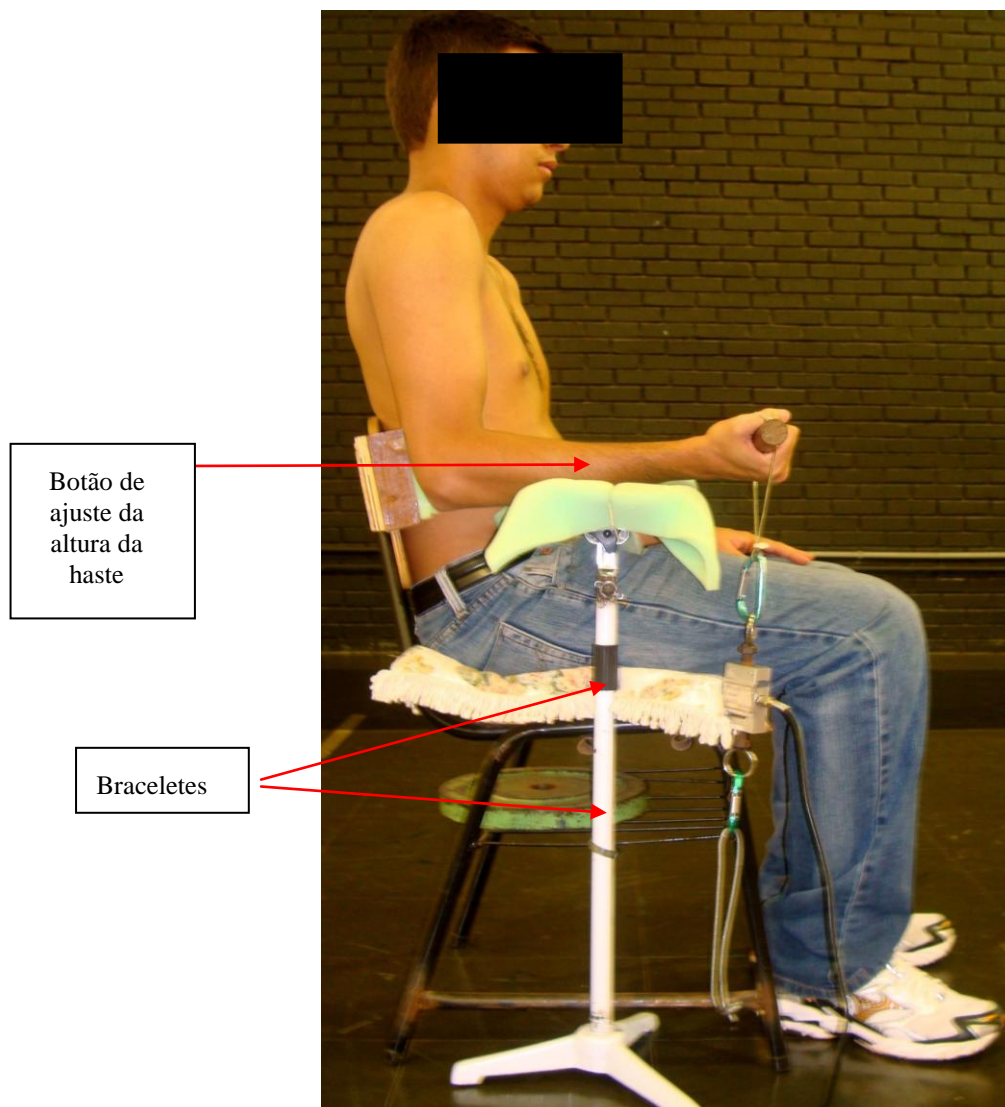


Figura 22 – Ilustração de parte do aparato experimental, incluindo a cadeira, o suporte para o braço, a célula de carga e o dispositivo palmar de madeira.

Fonte: Dados da pesquisa

A célula de carga é conectada ao equipamento amplificador de dois canais MISO II

(*OT Bioelettronica*, Turim, Itália), que é usado para amplificar sinais biomecânicos de força. A função deste equipamento, em conjunto com a célula de carga, é o registro dos valores da força produzida por cada contração isométrica voluntária máxima (CIVM) exercida pelos voluntários e mensurar a porcentagem da força de acordo com a intensidade de carga determinada. O MISO II também provê um sinal de *feedback* luminoso, composto por duas colunas de LEDs, que permitia ao usuário visualizar claramente a porcentagem do valor da força exercida durante a CVM, podendo, assim, exercer a força correta. O MISO II sempre esteve conectado ao Eletromiógrafo EMG-16, de forma que o sinal de força também pudesse ser adquirido, em conjunto com os sinais eletromiográficos.

O Eletromiógrafo EMG-16 (*OT Bioelettronica*, Turim, Itália), responsável pelo registro do sinal da atividade muscular, estava interconectado à placa conversora analógico-digital de 12 bits modelo DAQ6045E, tipo PCMCIA (*National Instruments*, Austin-TX, Estados Unidos) que permitia a interligação ao microcomputador portátil, conforme ilustrado na figura 23. A pulseira de referência e o arranjo linear de eletrodos semi-flexível de 16 canais também foram conectados ao Eletromiógrafo EMG-16.



Figura 23 – Placa conversora analógico-digital de aquisição de dados PCMCIA.  
Fonte: Manual do equipamento.

Os equipamentos foram energizados na seguinte sequência: *no-break*, amplificador de dois canais biomecânicos MISO II, microcomputador portátil e Eletromiógrafo EMG-16.

Uma ilustração da bancada experimental está apresentada na figura 24.

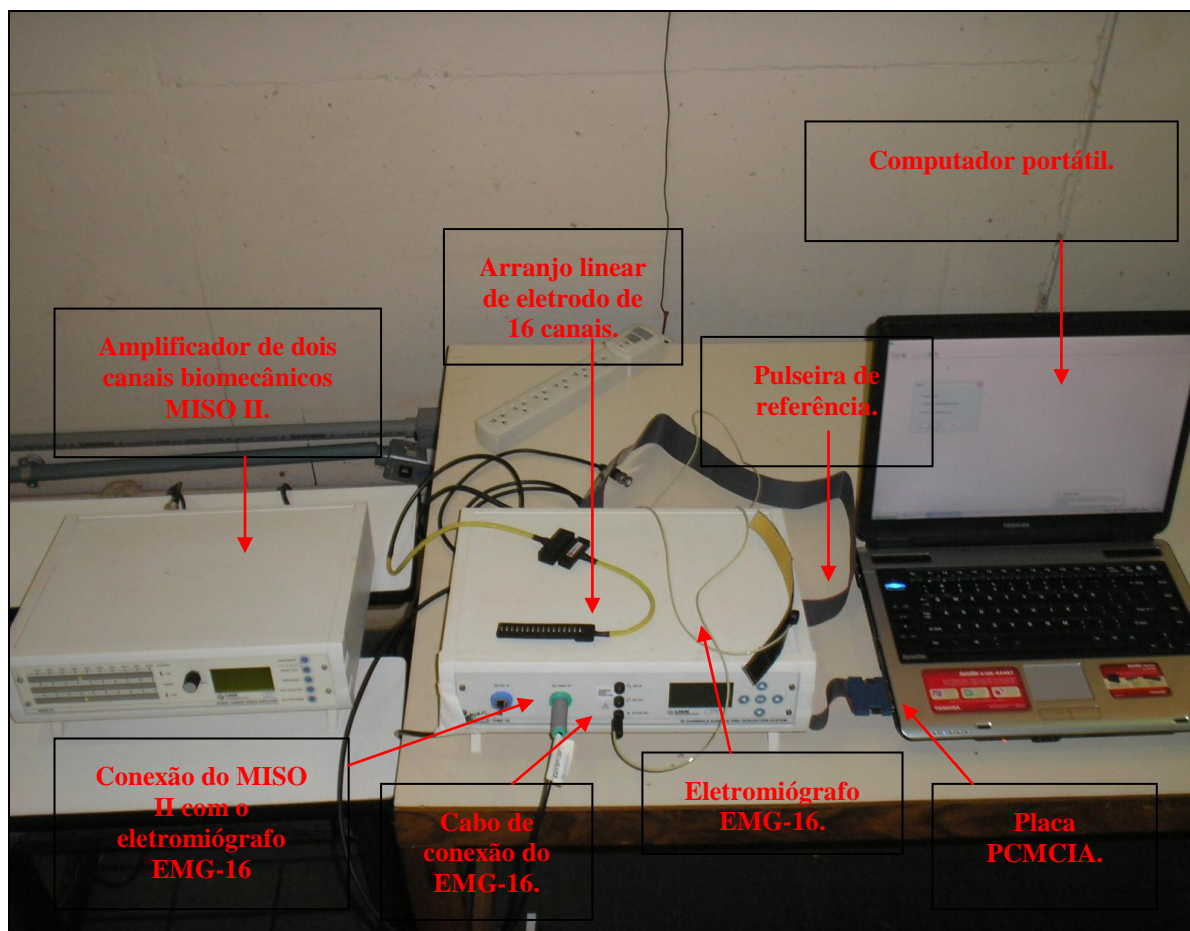


Figura 24 – Bancada experimental  
Fonte: Instrumentos da pesquisa.

Após a montagem da bancada e a conferência de todos os instrumentos por meio de *checklist* (Apêndice G) foi realizada a assepsia na região interna do braço direito dos voluntários por meio da limpeza com álcool, água e tricotomia com lâmina descartável.

Em seguida, os voluntários foram instruídos para sentarem na cadeira adaptada que estava localizada em frente ao amplificador de dois canais biomecânicos MISO II com a postura ereta, com os joelhos fletidos a 90°, pés apoiados ao chão, o membro superior não dominante (esquerdo) apoiado sobre a coxa esquerda e o membro superior dominante (direito) encostado e apoiado na cadeira adaptada. O dispositivo palmar de madeira preso à célula de carga e o dispositivo de apoio fixo na cadeira adaptada foram ajustados de acordo com cada voluntário para que a articulação do ombro ficasse posicionada na posição neutra, cotovelo mantido a 90° de flexão, antebraço em supinação e punho em posição neutra. As Figuras 25 (A e B) ilustram o posicionamento correto do voluntário.



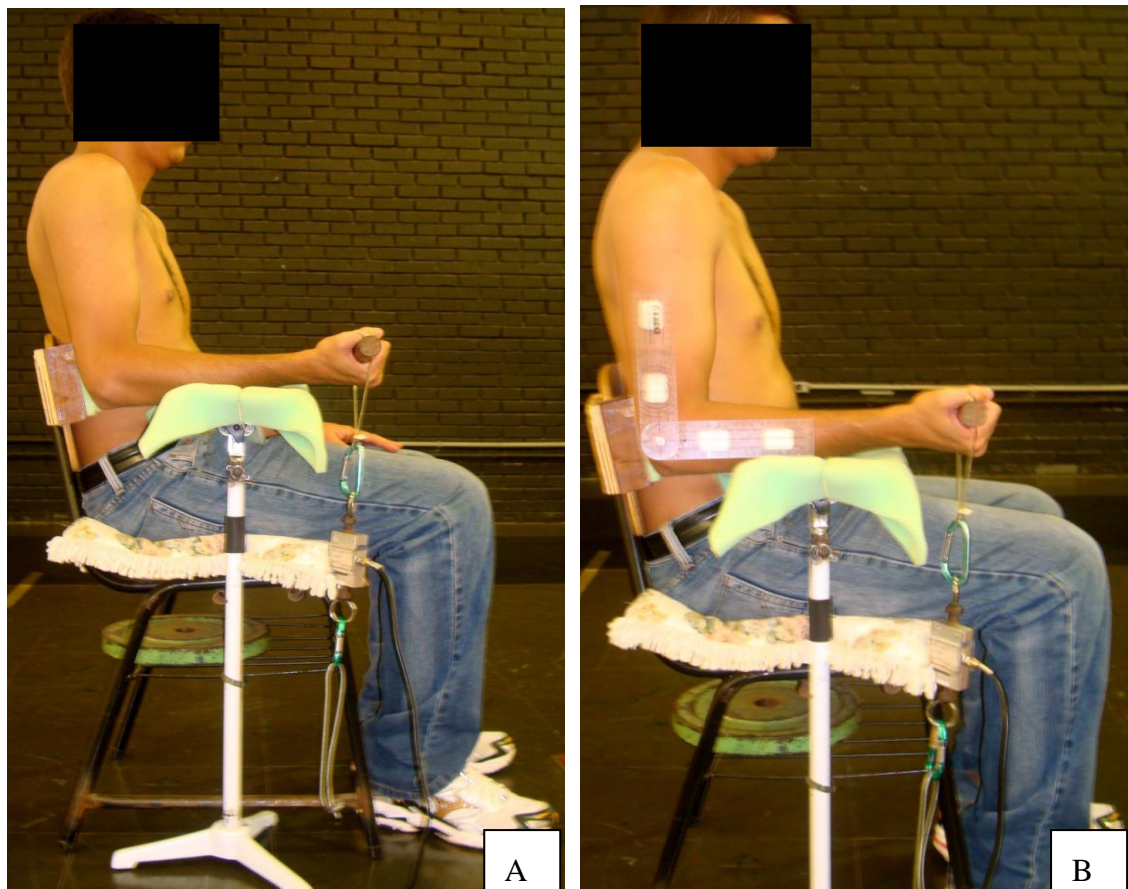


Figura 25 – A) Posicionamento do voluntário segurando o dispositivo palmar e B) Posicionamento do voluntário com o cotovelo fletido a 90 graus – mensurado pelo goniômetro.

Fonte: Dados da pesquisa.

Após os ajustes na postura, solicitava-se ao voluntário que segurasse o dispositivo palmar de madeira com a mão direita e realizasse, de acordo com os comandos verbais “vai” e “força, força, força...”, o movimento de CIVM durante 5 segundos, resultando assim, no torque máximo do músculo bíceps braquial do membro superior direito. Em seguida, o voluntário permanecia 5 minutos em repouso para a realização da segunda CIVM por 5 segundos. O amplificador MISO II determinava no *display* o valor máximo da força atingida durante o período de cada CIVM. Para o estudo, foi utilizada a média dos valores máximos das forças obtidas durante as duas CIVMs.

Posteriormente, foram preenchidos os dados no *software* de aquisição EMGAcq1\_6, desenvolvido no LISiN - *Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria do Politecnico di Torino*, e produzido pela OT Bioelettronica (OT

Bioelettronica, Turim, Itália), que controla a aquisição e o armazenamento dos dados no computador portátil. Os eletrodos usados no presente experimento são barras retangulares de prata com 1 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento e as distâncias intereletrodo podem estar na faixa de 5 mm a 20 mm em um eletrodo rígido de 16 canais. A linha do arranjo de eletrodos deve ser posicionada paralelamente à fibra muscular, e a direção da dimensão maior do eletrodo – de 5 cm – deve ser perpendicular à direção da fibra.

Para a localização correta dos arranjos lineares no músculo pesquisado é comum que os pesquisadores sigam as recomendações sugeridas pelo SENIAM. Nos experimentos realizados no presente trabalho, essas recomendações foram seguidas, e são antecipadas a seguir, a título de ilustração: (1) preparação da pele por meio da realização da tricotomia e limpeza; (2) posicionamento correto do voluntário, com o cotovelo fletido a 90 graus; (3) palpação do acrômio e a fossa cubital – os arranjos de eletrodos devem ser posicionados 1/3 da fossa cubital; (4) realização do teste funcional para o músculo bíceps braquial; (5) fixação dos arranjos de eletrodos com fita adesiva (MERLETTI e HERMENS, 2000). Para a medida definitiva, foram utilizados eletrodos impressos sobre uma fita flexível com distância intereletrodo de 5 mm na cabeça curta do músculo bíceps braquial. Todos os sinais eletromiográficos foram gravados no computador portátil a uma amostragem de 2048 amostras por segundo e foram identificados por um arquivo único com os dados de cada voluntário.

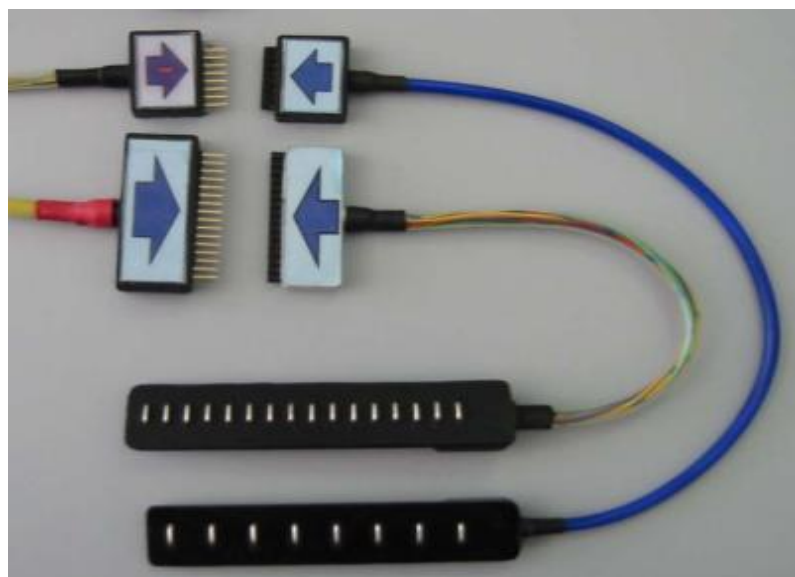


Figura 26 – Arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco). O arranjo com 16 eletrodos foi utilizado na parte inicial do experimento.

Fonte: Manual do equipamento.



Para a aplicação do arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco) foram aplicados conhecimentos de anatomia palpatória. A função do arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco) foi determinar a zona de inervação e as regiões entre a zona de inervação e de tendão, permitindo obter-se assim, a melhor região para se realizar as capturas dos sinais eletromiográficos de superfície no músculo bíceps braquial cabeça curta (MERLETTI e PARKER, 2004). A figura 27 ilustra um posicionamento típico para o arranjo de eletrodos.



Figura 27 – Posicionamento do arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco) no bíceps braquial cabeça curta. Fonte: Dados da pesquisa.

Em seguida ao posicionamento do arranjo linear semi-flexível de eletrodos (seco), observou-se se havia presença ruídos no sinal eletromiográfico de superfície no *software* EMGAcq1\_6. Na próxima etapa, solicitou-se que o voluntário segurasse o dispositivo palmar de madeira e realizasse uma contração isométrica voluntária (CIV) a 10% da CIVM, com duração de 5 segundos (ver figura 28). Durante a CIV, foi captado o sinal eletromiográfico de superfície, com o objetivo de realizar a localização e delimitação apropriada do direcionamento das fibras musculares, das zonas de inervação e de tendão, e a melhor região de aquisição do SEMG. Este procedimento foi repetido, quando necessário, reposicionando-se o eletrodo e umedecendo-se a pulseira de referência até se encontrar a região ideal para a aquisição do sinal eletromiográfico de superfície.

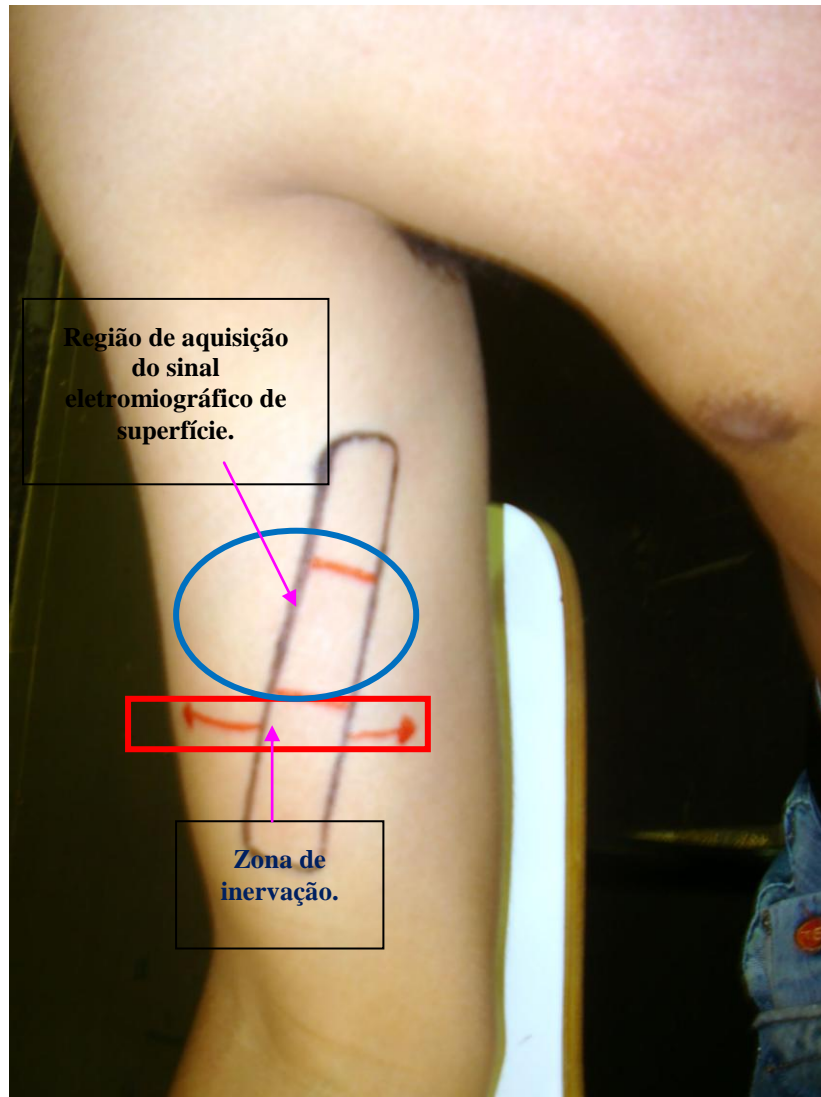


Figura 28 – Delimitação do direcionamento das fibras musculares, zona de inervação e a melhor região de aquisição do sinal eletromiográfico de superfície.

Fonte: Dados da pesquisa.

Um exemplo de mapeamento das zonas de inervação e de tendão encontra-se ilustrado na figura 29. A zona de inervação encontra-se no canal 9, onde ocorre inversão no sentido de propagação do sinal eletromiográfico de superfície. As zonas de tendão estão presentes nos canais 1 e 2 (diminuição da amplitude do sinal). A zona ótima de EMG-S se localiza a partir do canal 10.

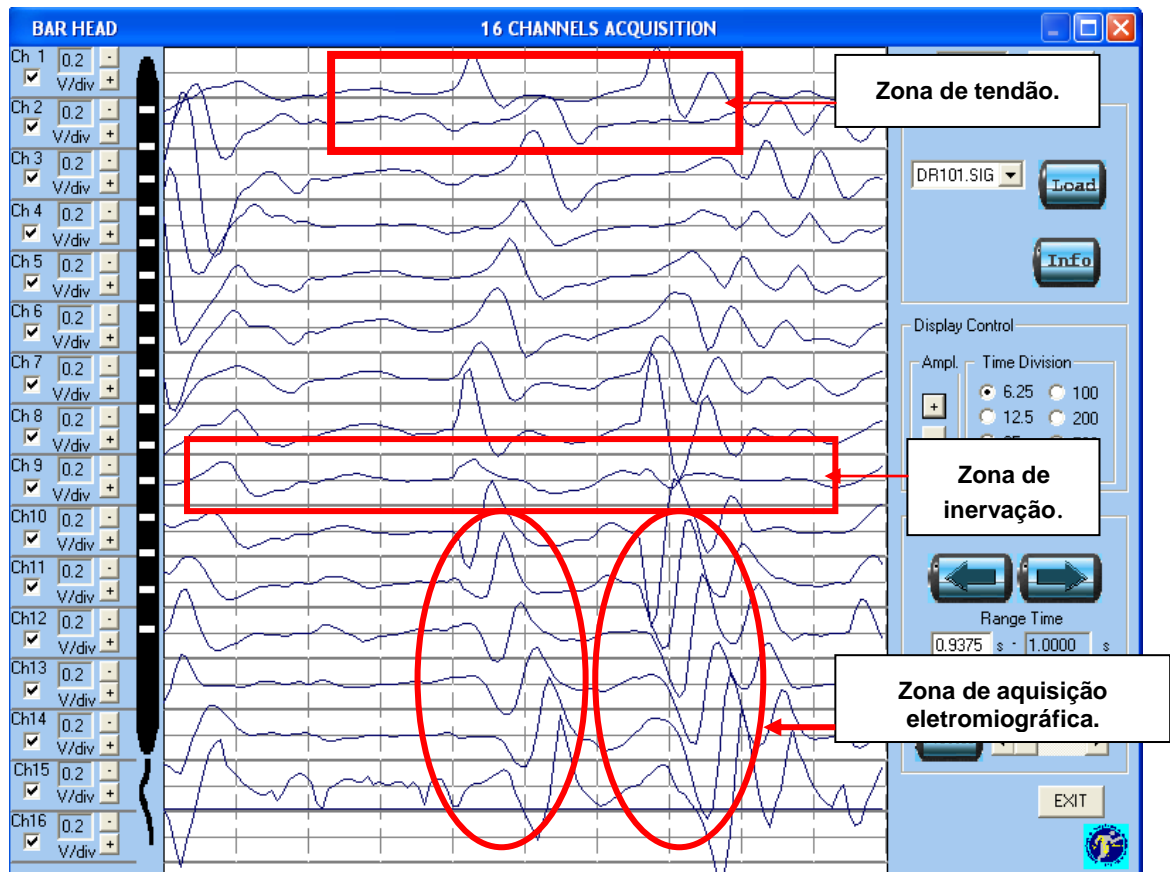


Figura 29 – Ilustração do mapeamento da zona de inervação e de tendão. A zona de tendão pode ser observada nos canais 1 e 2 e a zona de inervação no canal 9, onde existe uma inversão no sentido de propagação do sinal eletromiográfico de superfície. A melhor zona para aquisição do sinal eletromiográfico de superfície se encontra a partir do canal 10.

Fonte: Dados da pesquisa.

Após o mapeamento da região, foi posicionado o arranjo linear flexível de eletrodos de 8 canais (para adquirir os SEMGs e serem analisados ou não na pesquisa) fixado com adesivo próprio e esparadrapo na região delimitada pelo arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco) no braço dominante do voluntário. A pulseira de referência foi novamente umedecida e foi inserido gel condutor no orifício de cada eletrodo do arranjo linear flexível, como ilustrado na figura 30. Vale ressaltar que foi solicitado aos voluntários que mantivessem a demarcação realizada pelo arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco) até a conclusão do experimento, utilizando no seu domicílio uma caneta comum para reforçar a demarcação.

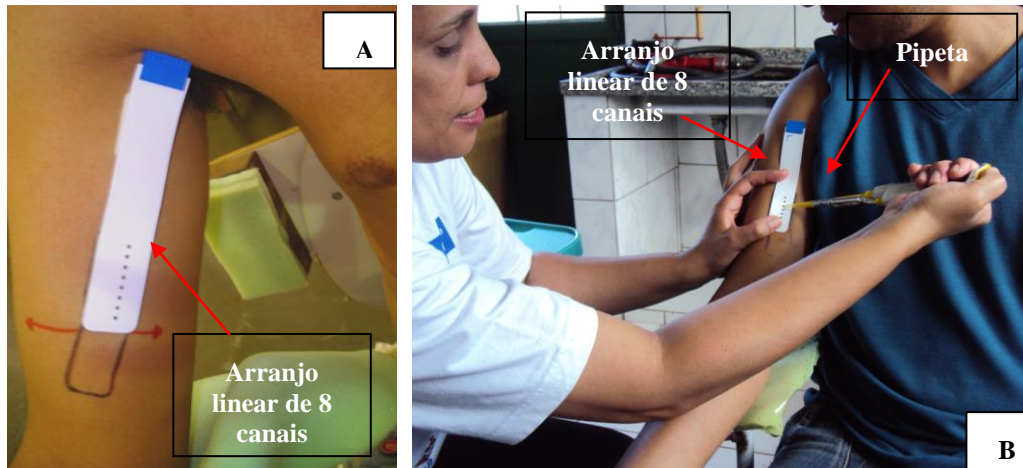


Figura 30 – A) Posicionamento do arranjo linear de eletrodos flexível de 8 canais e B) Colocação de gel condutor no orifício de cada eletrodo do arranjo linear flexível.

Fonte: Dados da pesquisa.

Os dados dos voluntários foram novamente preenchidos no *software* EMGAcq1\_6 e armazenados no microcomputador portátil para iniciar a etapa de captação do sinal eletromiográfico de superfície. Em seguida, o equipamento MISO II foi ajustado para marcar 10% da CIVM, o equipamento Eletromiógrafo EMG-16 foi ajustado para registrar os sinais durante 10 segundos contínuos – com 5 segundos de contração e 5 segundos de completo repouso (esta porcentagem foi visualizada pelo voluntário por meio do equipamento MISO II). Este sinal registrado foi considerado importante para a determinação da relação sinal/ruído no experimento. Caso essa relação não fosse satisfatória (abaixo de 20 dB) o sinal eletromiográfico de superfície registrado foi descartado e substituído por outra coleta.

Logo em seguida, o equipamento Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II foi ajustado para marcar 30% da CIVM e solicitava-se ao voluntário que realizasse uma CIV a 30% durante 5 segundos. Este sinal foi registrado pelo equipamento Eletromiógrafo EMG-16 e o *software* EMGAcq1\_6 permitia a visualização da formação de tripletas e os valores da VC da fibra muscular. Vale ressaltar que o sinal coletado foi descartado da pesquisa caso não apresentasse tripletas satisfatórias e/ou valores anormais na VC. A figura 31 representa uma aquisição por meio dos eletrodos flexíveis (8 canais) com uma CIV a 30%.

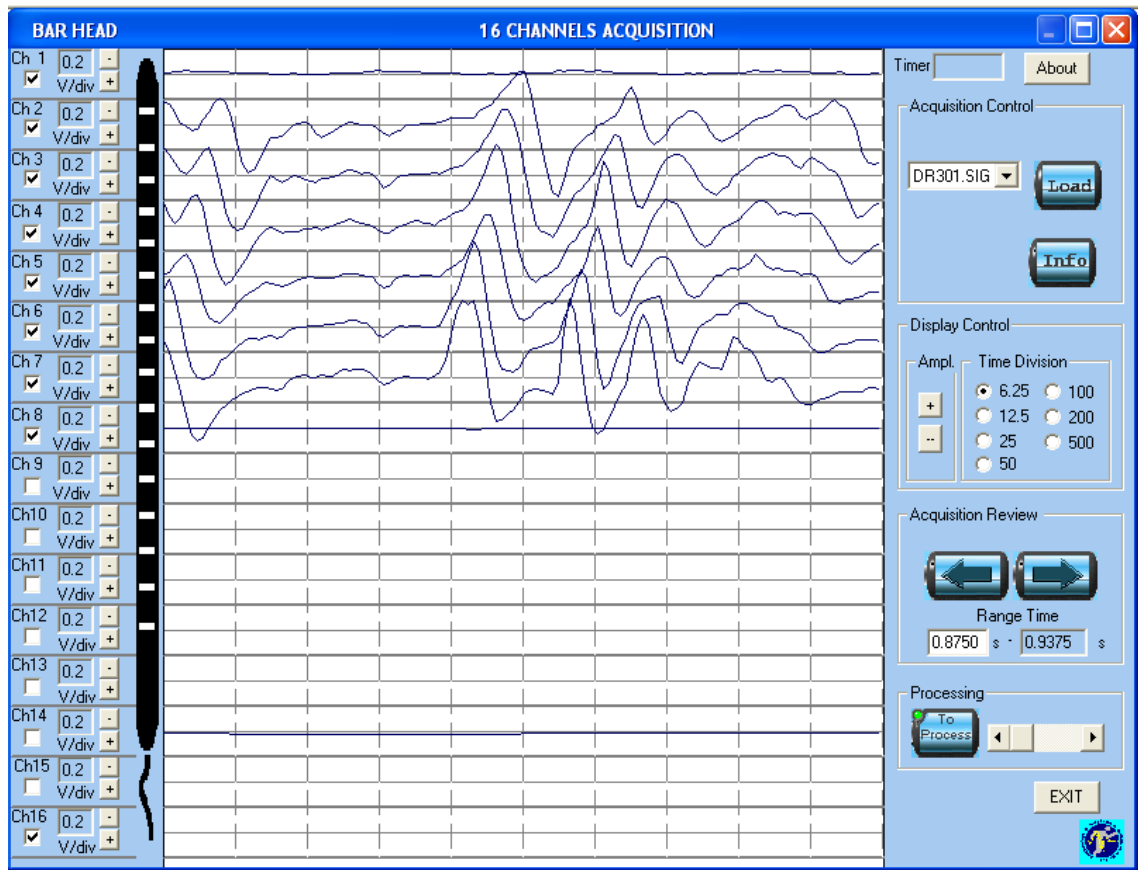


Figura 31 – Exemplo do sinal eletromiográfico de superfície adquirido com o arranjo linear de eletrodos flexível a 30% da CIVM.

Fonte: Dados da pesquisa.

### 3.4.1 Etapas 1 e 2

Todos os voluntários da pesquisa se submeteram aos procedimentos descritos acima, nas duas etapas do experimento. A etapa 1 foi realizada em um dia, e a etapa 2, 72 horas após a realização da etapa 1. Os procedimentos de cada etapa são descritos a seguir.

#### 3.4.1.1 Procedimento da etapa 1

Na etapa 1, a preparação do voluntário foi baseada nas descrições dos parágrafos anteriores do procedimento experimental. Na fase seguinte, o equipamento MISO II foi ajustado em 60% da CIVM, o *software* EMGAcq1\_6 foi programado para permanecer o registro do SEMG durante 300 segundos e, então, solicitou-se ao voluntário que segurasse o

dispositivo palmar de madeira fixo à célula de carga e realizasse uma CIV a 60% da CIVM (guiado por barras luminosas do equipamento MISO II, formada por LEDs), após o comando verbal “já”, durante o máximo período de tempo que suportasse. Quando o voluntário relatava que não estava mais suportando permanecer com uma CIV a 60% ou caso a força caísse a um nível de 50% da CIV, ou seja, quando os LEDs permaneciam na porcentagem de 30%, o teste era interrompido conforme visualizado na Figura 32. Durante a CIV a 60% foi realizado o registro e o armazenamento do sinal eletromiográfico de superfície no programa EMGacq1\_6 pelo computador portátil. A realização da pesquisa no valor de 60% da CIVM foi escolhida por ter sido a mesma utilizada na pesquisa de GREGORY e BICKEL (2005), nos quais apresentaram um diagrama ilustrativo da seqüência de disparo de diferentes fibras musculares recrutadas à medida que a produção de força aumentava durante a execução da CVM (figura 33).

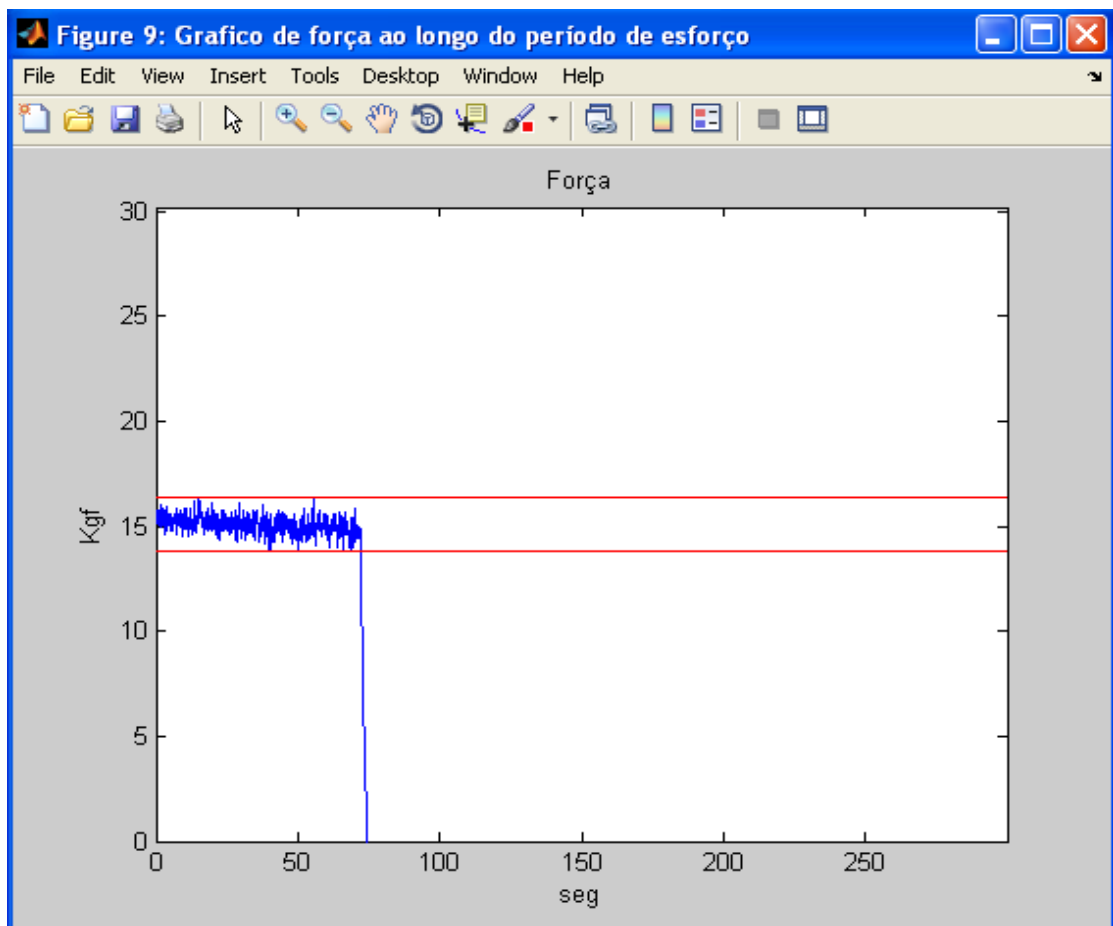


Figura 32 – Sinal de força da CIV a 60% (em azul). As linhas vermelhas mostram os limites de 5% superior e inferior permitidos para a variação.

Fonte: Dados da pesquisa.



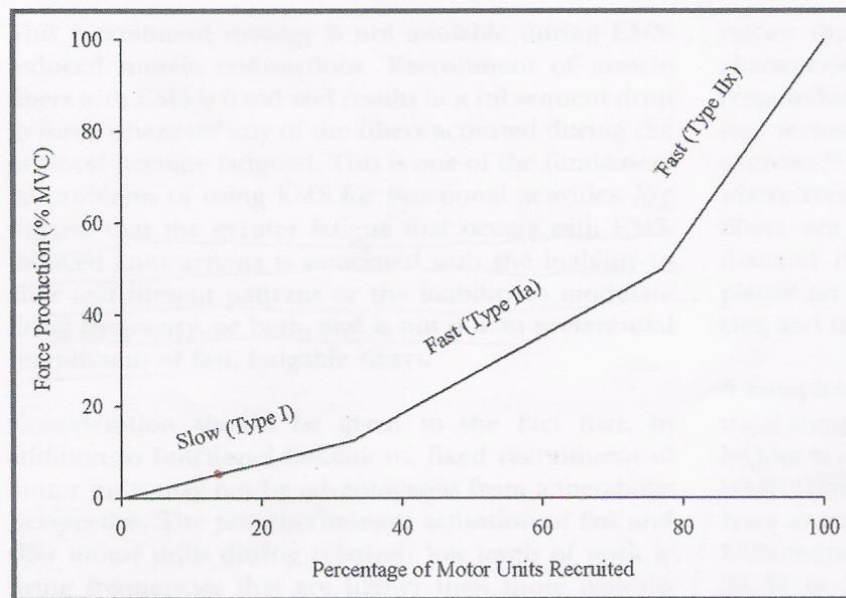


Figura 33 – Representação gráfica da ordem de recrutamento das unidades motoras durante a contração voluntária.

Fonte: Adaptado de Gregory e Bickel (2005)

Depois de concluído o experimento, o voluntário foi submetido à EENM por 3 minutos. O objetivo deste procedimento foi propiciar ao voluntário a percepção e a sensação de como seria o próximo protocolo. Caso o voluntário apresentasse alguma reação adversa ao uso da EENM, este seria descartado da pesquisa.

#### 3.4.1.2 Procedimento da etapa 2

Na segunda etapa, a preparação do voluntário foi baseada nas descrições dos parágrafos anteriores do procedimento experimental, ou seja, utilizando o mesmo procedimento preliminar usado na etapa 1. O equipamento MISO II foi ajustado para marcar entre 5 a 10% da CIVM (garantindo assim que as contrações elicítadas pela EENM fossem contrações isométricas e com a força em torno de 5 a 10% da CIVM) e o *software* EMGAcq1\_6 foi programado para permanecer registrando durante 1500 segundos. Os eletrodos da EENM, feitos de silicone-carbono e impregnados com gel condutivo, foram fixados com fita adesiva e foram posicionados no centro da zona de inervação do músculo bíceps braquial já identificada anteriormente pelo arranjo linear de eletrodos semi-flexível. A colocação dos eletrodos da EENM sobre o ponto motor de um músculo significa identificar o ponto sobre a pele onde se

estimulando pode ser obtida a contração muscular máxima. Este ponto, frequentemente, está associado com o local no qual o nervo que supre um músculo penetra em seu ventre muscular (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001). Antes de se iniciar o experimento propriamente dito, foi realizado um ajuste individual em cada voluntário, que consistia em iniciar a EENM com o membro superior direito apoiado na superfície adaptada da cadeira com o ombro em posição neutra, cotovelo fletido em 90°, antebraço em supinação. A intensidade da EENM inicial foi ajustada para que o membro superior atingisse 120° de flexão do cotovelo conforme visualizado na figura 34 (a utilização do goniômetro permitiu a avaliação desse ângulo). Após a obtenção dessa marca, foi colocada no punho do voluntário uma órtese que impedia o movimento de flexo-extensão do punho e, então, solicitou-se ao voluntário que segurasse o dispositivo palmar de madeira fixo a célula de carga sem a realização de nenhum tipo de força adicional conforme demonstrado na figura 35. Após esses ajustes, iniciou-se a aquisição do sinal eletromiográfico de superfície e a EENM cujos efeitos estão sendo estudados no presente trabalho.

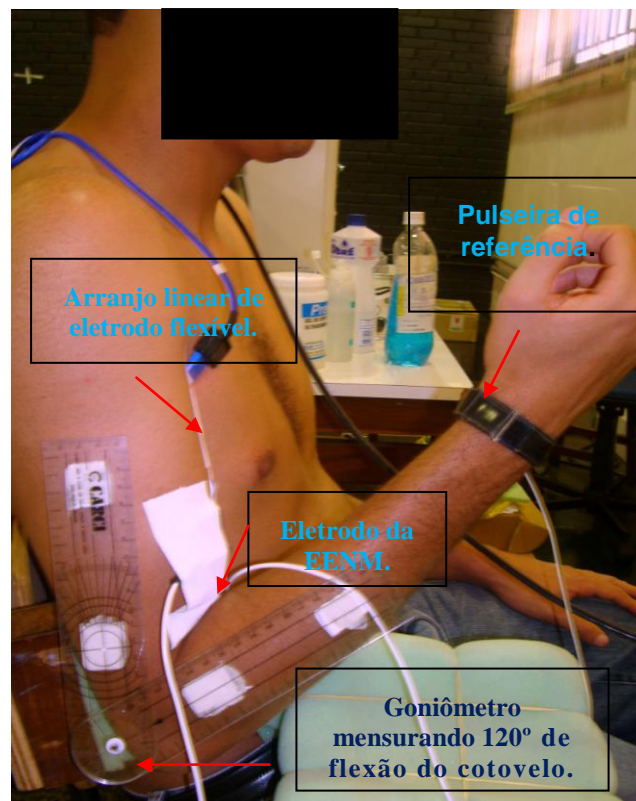


Figura 34 – Ajuste da intensidade inicial da EENM para que o membro superior atingisse 120° de flexão do cotovelo.

Fonte: Dados da pesquisa



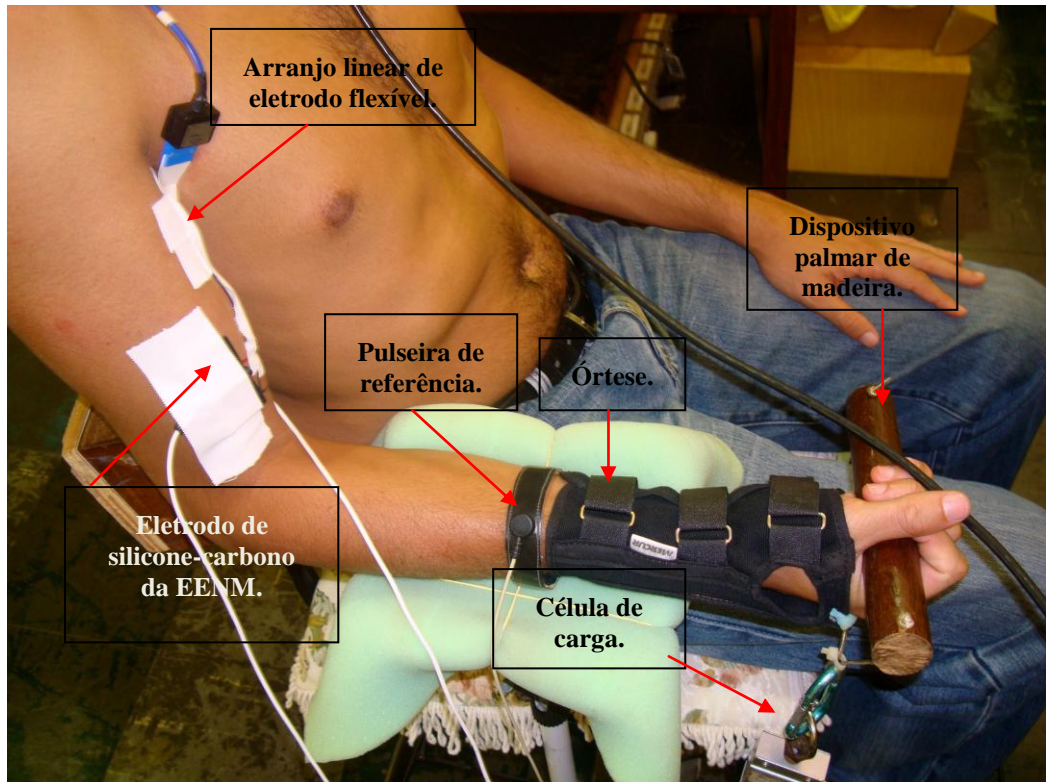


Figura 35 – Voluntário com a órtese no punho, dispositivo palmar de madeira fixo a célula de carga, arranjo linear de eletrodos flexível e eletrodos de silicone-carbono da EENM.

Fonte: Dados da pesquisa

#### 3.4.1.2.1 Configuração do EENM e Registro de Força Muscular

O equipamento de estimulação elétrica neuromuscular utilizado foi o modelo DUALPEX 961 da marca QUARK<sup>®</sup> (registro na ANVISA nº 80079190022). A EENM foi determinada de acordo com as recomendações do manual do equipamento modificado para promover ganho de força e melhora na performance muscular. A programação utilizada foi: estimulação elétrica neuromuscular de baixa frequência, com 50 Hz de frequência, 250  $\mu$ s de largura de pulso, 2 segundos de rampa de subida e 2 segundos de rampa de descida, com tempo de contração de 10 segundos e tempo de repouso de 10 segundos durante 20 minutos. Esses parâmetros estão sumarizados na tabela 33.

Tabela 5 – Valores referentes à programação da EENM.

<b>PROGRAMAÇÃO DOS PARÂMETROS FÁSICOS DA EENM</b>	
Frequência	50 Hz
Largura de Pulso	250 $\mu$ s
Rampa de Subida	2 s
Rampa de Descida	2 s
Tempo de Contração ( <i>TON</i> )	10 s
Tempo de Repouso ( <i>TOFF</i> )	10 s
Tempo de EENM	20 min

Fonte: Manual do equipamento (com adaptações).

Para realizar a CIV a 60% após a EENM na etapa 2, verificava no tempo de aplicação do equipamento EENM, por meio do dispositivo *time*, o número 19 minutos, ou seja, quando o mesmo apresentasse 1 minuto para completar a EENM, a órtese foi retirada do punho do voluntário e o equipamento Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II foi ajustado para marcar 60% da CIV e imediatamente após o término da EENM, o voluntário foi instruído a realizar a mesma sequencia da etapa 1, ou seja, manter uma CIV a 60% durante o máximo de tempo que suportasse. Quando o voluntário relatava que não estava mais suportando manter a CIV a 60%, ou caso a força da contração caísse 50% da CIV determinada no MISO II o teste seria interrompido conforme demonstrado na figura 36. Durante a EENM e a CIV a 60%, foi realizado o registro do sinal eletromiográfico de superfície.

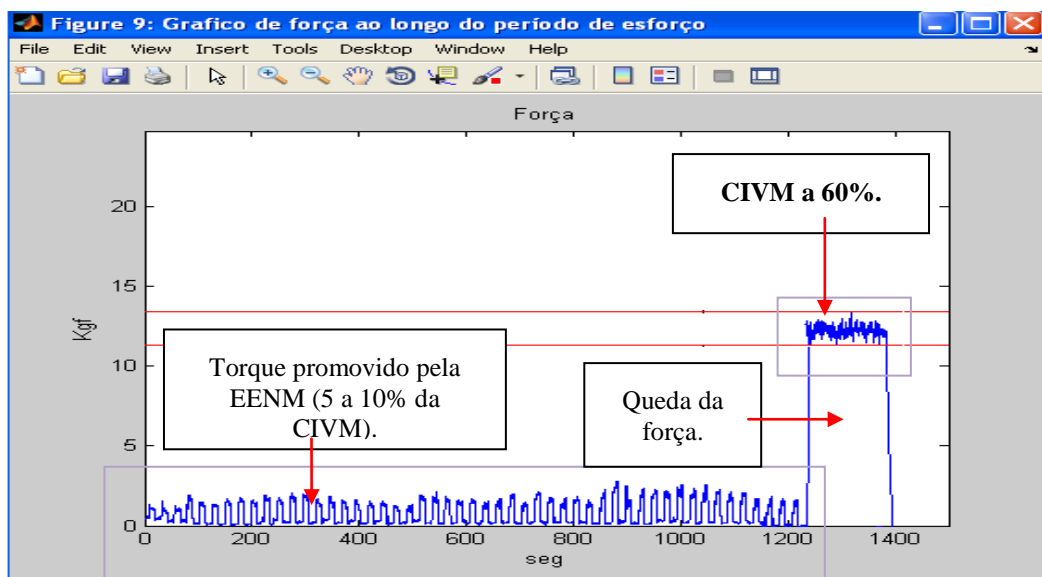


Figura 36 – Sinal de torque da EENM, com torque em torno de 5 a 10% da CIVM durante a EENM, e 60% da CIVM durante a CIV (em azul). As linhas vermelhas mostram o limite inferior e superior, formando uma faixa de 5%, que delimitam a força desejada.

Fonte: Dados da pesquisa.

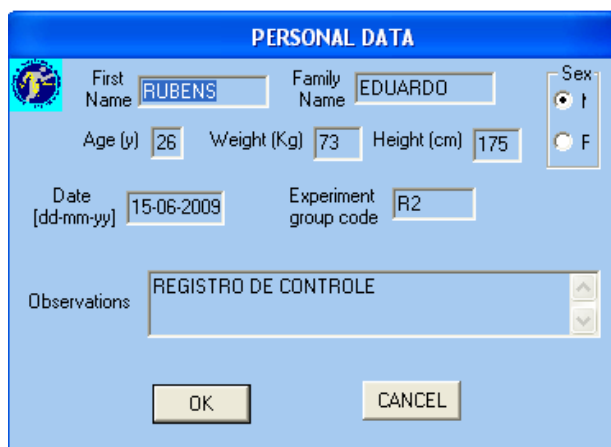
Todos os procedimentos experimentais aqui descritos foram executados em todos os voluntários de maneira idêntica. Após a conclusão de ambos os protocolos, o voluntário foi liberado da pesquisa.

Os dois procedimentos descritos (etapas 1 e 2) visaram o estudo da influência da EENM nas variáveis eletromiográficas, com vistas a caracterizar essa influência e a se obter dados relacionados ao padrão de recrutamento das unidades motoras, ao comportamento da velocidade de condução da fibra muscular por meio das características do sinal eletromiográfico de superfície.

### 3.5 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE

O sinal eletromiográfico denominado registro de controle (Apêndice F) consistiu em realizar uma aquisição a 10% da CIVM, na sequencia com 5 segundos de contração e 5 segundos de repouso. Este sinal foi captado em ambos os grupos e permitiu avaliar a relação sinal/ruído por meio da divisão do valor RMS do sinal coletado no período de contração pelo de repouso. A figura 37 ilustra o preenchimento do *software* EMGAcq1\_6 para o registro de controle.

A figura 38 demonstra o registro de uma CIVM a 10% durante 5s e repouso de 5s, com o objetivo de demonstrar a qualidade do sinal eletromiográfico em contração e repouso.



The image shows a software window titled "PERSONAL DATA" with a blue header. It contains several input fields: "First Name" with the value "RUBENS", "Family Name" with "EDUARDO", "Age (y)" with "26", "Weight (Kg)" with "73", "Height (cm)" with "175", "Date [dd-mm-yy]" with "15-06-2009", and "Experiment group code" with "R2". There is a "Sex" section with radio buttons for "M" (selected) and "F". Below these is an "Observations" text area containing "REGISTRO DE CONTROLE". At the bottom are "OK" and "CANCEL" buttons.

Figura 37 – Ilustração do preenchimento do *software* EMGAcq1\_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de controle.

Fonte: Dados da pesquisa.

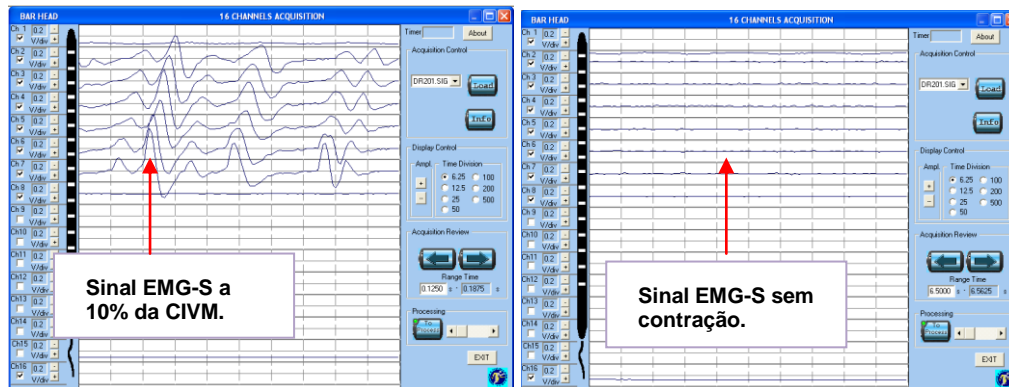


Figura 38 – Ilustração da tela do *software* EMGAcq1\_6 demonstrando a aquisição do sinal eletromiográfico de superfície a 10% da CIVM durante 5 segundos de contração e 5 segundos de repouso.  
Fonte: Dados da pesquisa.

O sinal denominado registro de tripletas consistiu em realizar uma aquisição eletromiográfica a 30% da CIVM durante 5 segundos com o intuito de visualizar a melhor tripla (conjunto de três canais contíguos da EMG-S) por sujeito. Este sinal eletromiográfico foi analisado pelo *software* EMGAcq1\_6 em busca da identificação de tripletas com coeficiente de correlação cruzada (CC) acima de 70% para cada trio de canais e velocidade de condução (VC) com valores dentro do padrão fisiológico, ou seja, na faixa de 2 a 6 m/s para o músculo bíceps braquial (MERLETTI e PARKER, 2004). A figura 39 ilustra o preenchimento do *software* EMGAcq1\_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de tripla, e a figura 40 ilustra os dados usados para avaliar a formação de tripletas adequadas, incluindo o coeficiente de correlação cruzada acima de 70% e valores aceitos para a velocidade de condução da fibra muscular.

Figura 39 – Ilustração do preenchimento do *software* EMGAcq1\_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de tripla.  
Fonte: Dados da pesquisa.

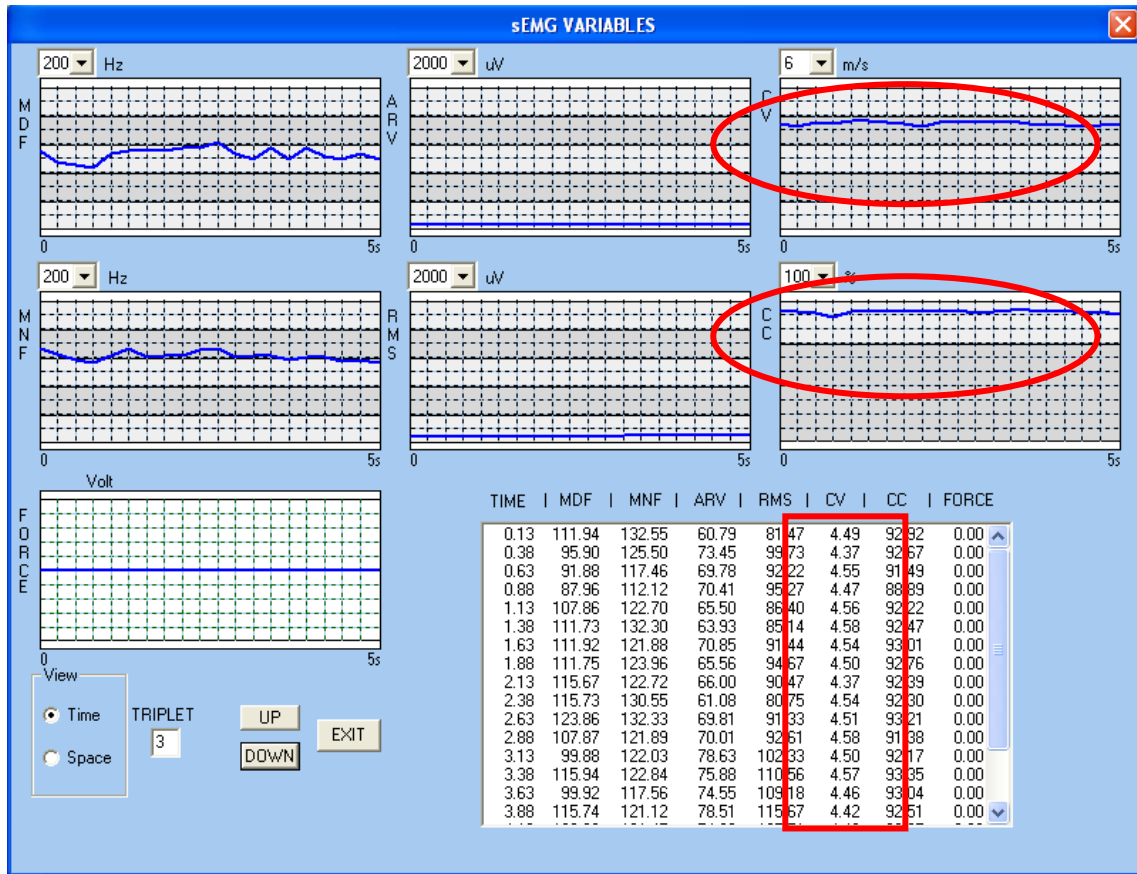


Figura 40 – Demonstração da formação de tripletas, coeficiente de correlação cruzada acima de 70% e valores aceitos para a velocidade de condução da fibra muscular.  
 Fonte: Dados da pesquisa.

Os sinais da EMG-S com coeficiente de correlação cruzada abaixo de 70%, velocidade de condução com valores acima do padrão fisiológico e presença de alto nível de ruído, ou seja, componentes de frequência que sobrepusessem o espectro de frequência do sinal foram descartados. As etapas 1 e 2 foram executadas mediante a avaliação da correlação cruzada.

Essa abordagem buscou identificar tripletas com coeficiente de correlação cruzada (CC) acima de 70% e VC com padrão fisiológico (2 a 6 m/s) para o músculo bíceps braquial. Esses sinais foram, em seguida, analisados com o intuito de buscar a otimização da relação sinal/ruído, do espectro de frequência, do domínio do tempo e a manutenção da força aplicada pelos voluntários. A figura 41 ilustra o preenchimento do software EMGAcq1\_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de aquisição a 60% e a figura 42 ilustra a ferramenta computacional interface, que permitia configurar a leitura e o processamento dos dados.

**PERSONAL DATA**

First Name: DIEGO      Family Name: LOPES      Sex:  M  F

Age (y): 22      Weight (Kg): 87      Height (cm): 176

Date [dd-mm-yy]: 06-07-2009      Experiment group code: DL4

Observations: REGISTRO DE AQUISICAO A 60%

OK      CANCEL

Figura 41 – Ilustração do preenchimento do *software* EMGAcq1\_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de aquisição a 60%.  
 Fonte: Dados da pesquisa.

**Figure 1**

Nome do arquivo: DN401.SIG      Tamanho da janela: 0.5 segundos

Processamento de Força:  Canal de Força      MCV: 24.8      % da MCV: 60

**Canais analisados**

canal 1       canal 9  
 canal 2       canal 10  
 canal 3       canal 11  
 canal 4       canal 12  
 canal 5       canal 13  
 canal 6       canal 14  
 canal 7       canal 15  
 canal 8       canal 16

**Velocidade de Condução**

CV (Conduction Velocity)

Canal Inicial: 3      Quantidade de Canais: 3

**Dados do Sinal**

Distancia Inter-Eletrodo: 0.005      Freqüência de Amostragem: 2048

**Visualizar Gráficos**

Domínio do tempo       ARV (Average Rectified Value)       RMS (Root Mean Square)       MDF (Median Frequency)  
 Espectro de Freqüência       MNF (Mean Frequency)       MdCEA       RACEA

OK

Figura 42 – Ferramenta computacional interface.  
 Fonte: Dados da pesquisa.

Caso algum desses sinais apresentasse qualquer alteração com relação ao que foi

descrito acima o teste seria invalidado e descartado da pesquisa. Além dos procedimentos de avaliação descritos, foi realizada a avaliação visual dos sinais adquiridos. Em alguns casos, observou-se que o período de EENM causou a degradação da qualidade dos dados capturados pelo eletrodo flexível, possivelmente devido a vazamento do gel condutor, levando a sinais inadequados, que levaram a resultados muito fora da faixa fisiológica. Esses sinais foram avaliados, e alguns deles tiveram que ser descartados por não apresentarem informação com qualidade adequada.

### **3.6 O PROCESSAMENTO DOS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE**

Os sinais eletromiográficos de superfície (EMG-S) foram processados por meio de vários algoritmos, de forma a se obter estimativas para as variáveis eletromiográficas mais comuns.

Os sinais eletromiográficos de superfície foram submetidos a uma primeira etapa de processamento no equipamento de registro EMG-16, que corresponde a uma filtragem do tipo passa-faixa com faixa entre 20 Hz e 500 Hz. Como os registros eletromiográficos possuem intervalos superiores aos períodos de CIV a 60%, foi desenvolvido, um aplicativo em Matlab (*software* MATLAB 7.4 desenvolvido pela Mathworks) para extrair o período efetivo do sinal eletromiográfico a ser estudado, resultando em um sinal eletromiográfico com início da CIV (60%) e final do momento em que ocorre uma queda de 50% da força (ou seja, quando a CIV atinge 30% da CIV) da força isométrica alvo a ser desenvolvida pelos voluntários. A figura 43 ilustra um exemplo do recorte feito pelo programa desenvolvido – o início do sinal recortado coincide como o início do sinal original e o final coincide com o ponto onde a força cai a um valor de 30% da CIVM (a figura mostra um exemplo em que o sinal foi usado para estimar as variáveis eletromiográficas valor RMS e frequência mediana (FPM)).



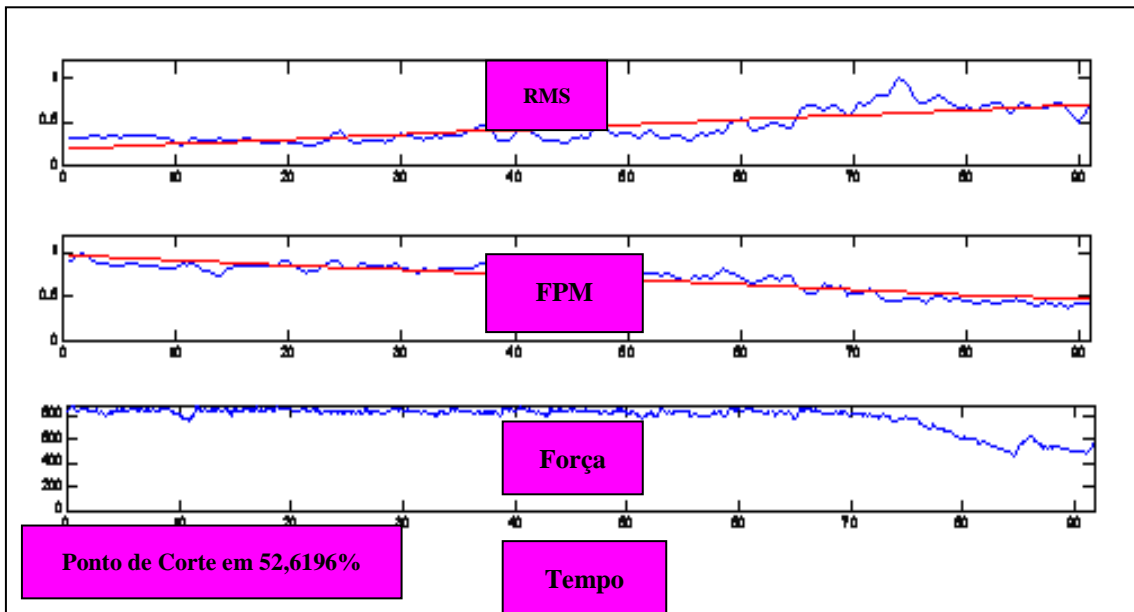


Figura 43 – Ilustração de corte que resultou em um sinal EMG-S com partida no início da CIV a 60% da CIVM e final na queda de 50% da força desenvolvida pelos voluntários.  
 Fonte: Dados da pesquisa.

Foi desenvolvido pela equipe da Engenharia Elétrica/UnB, um aplicativo computacional para a visualização e a análise dos sinais eletromiográficos nos domínios do tempo e da frequência e para o processamento dos sinais de força. As figuras seguintes apresentam exemplos de gráficos oferecidos por essa ferramenta. A figura 44 mostra um exemplo de espectro do sinal de EMG-S no domínio do tempo, capturado em cada um dos 8 canais diferenciais, que é muito útil para a inspeção visual dos sinais obtidos.

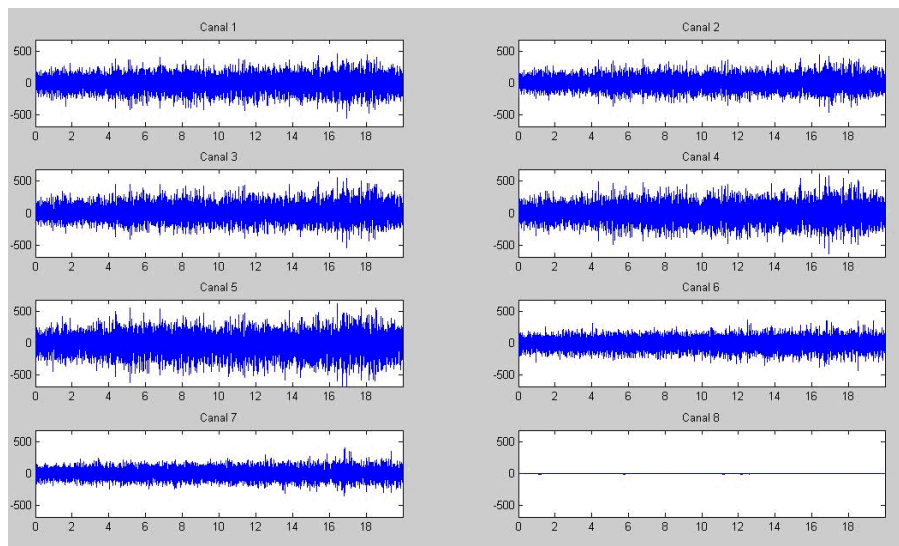


Figura 44 – Exemplo de sinal de EMG-S no domínio do tempo capturado em cada um dos 8 canais diferenciais.  
 Fonte: Dados da pesquisa.



A figura 45 ilustra um exemplo de apresentação sinal de EMG-S no domínio da frequência capturado em cada um dos 8 canais diferenciais. Esta tela permite a inspeção dos sinais, permitindo ao usuário inspecionar se os sinais eletromiográficos têm o espectro esperado para esse tipo de sinal.

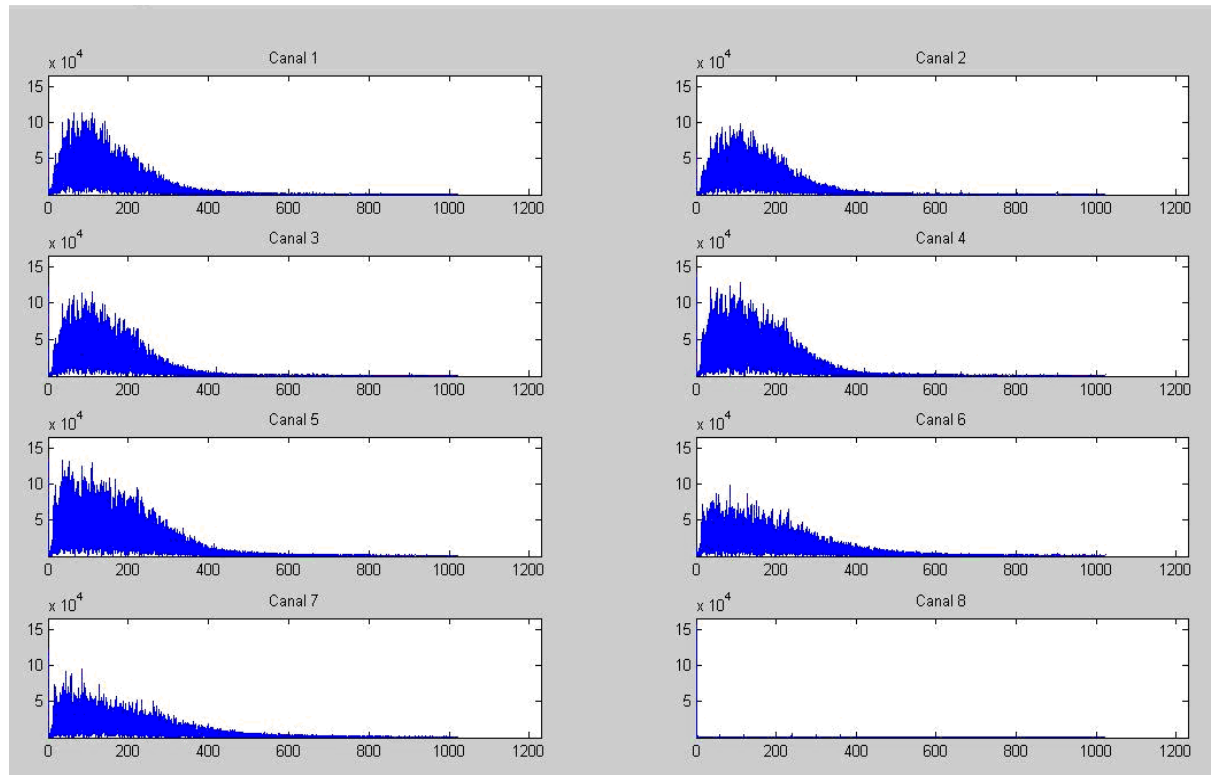


Figura 45 – Exemplo de apresentação sinal de EMG-S no domínio da frequência capturado em cada um dos 8 canais diferenciais.

Fonte: Dados da pesquisa.

Outra ferramenta utilizada para a avaliação do sinal foi a tela suprida por *software* provido pelo fabricante do aparelho eletromiográfico, ilustrada na figura 45, que permitia a visualização de 5 variáveis eletromiográficas (frequências média e mediana, valores RMS e retificado médio, e velocidade de condução) assim como o coeficiente de correlação em cada tripla de eletrodos.

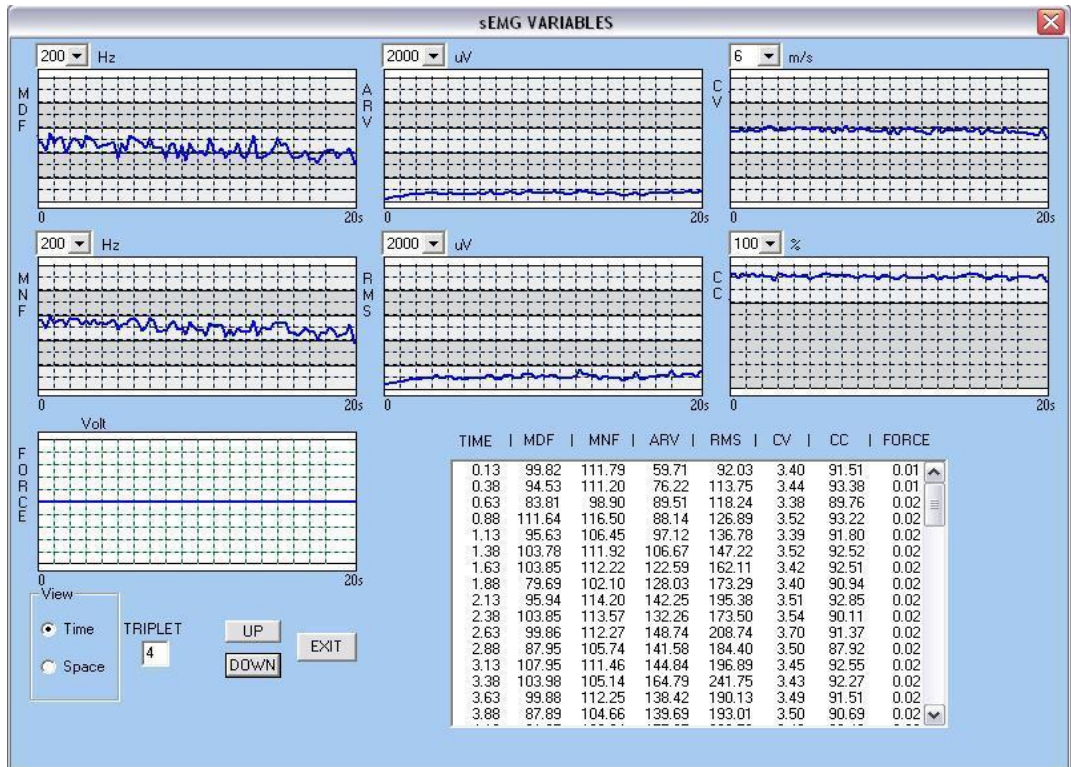


Figura 46 – Ilustração do CC acima de 70% e VC dentro dos padrões fisiológicos para o músculo bíceps braquial.

Fonte: Dados da pesquisa.

Caso os sinais EMG-S analisados demonstrassem alguma alteração, fora dos padrões normais, seja no domínio do tempo, no espectro de frequência ou no processamento de força, este sinal foi excluído da pesquisa.

### 3.7 AS TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DOS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE

Para esta pesquisa os indicadores dos sinais EMG-S selecionados para a análise foram o valor RMS (*root mean square*), a frequência de potência mediana (FPM) e a velocidade de condução (VC), por serem variáveis bastante aceitas na literatura e por terem correlação com o padrão de recrutamento das fibras musculares.

O valor RMS foi calculado para o estudo do crescimento ou decaimento da amplitude do sinal ao longo do tempo, com a finalidade de verificar como este indicador se comporta em uma contração isométrica voluntária a 60% e em uma contração isométrica voluntária a

60% precedida pela EENM de baixa frequência. Este indicador, em conjunto com o indicador amplitude média retificada (ARV), é o mais rotineiramente utilizado para analisar o nível de ativação neural e a força exercida em uma ação muscular (FARINA et al., .., 2002).

O valor RMS é calculado canal por canal por meio da Equação 3.1, onde  $X_i$  é a  $i$ -ésima amostra do sinal e  $N$  é o número total de amostras (MERLETTI & PARKER, 2004):

$$\mathbf{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|^2} \quad (3.1)$$

Para fazer a análise das características dos sinais EMG-S nos indicadores RMS foram utilizadas janelas de 0,5 segundos com sobreposição de 0,25 segundos para cada sinal, o que gerou 1024 amostras para cada canal de cada um dos indicadores.

A FPM é definida como a mediana do estimador clássico do espectro de potência correspondendo assim, à frequência que divide em áreas iguais de energia o periodograma do sinal eletromiográfico.

A FPM é calculada canal por canal por meio da Equação 3.2, onde FPM é a frequência de potência mediana propriamente dita (MERLETTI & PARKER, 2004):

$$\int_0^{\text{FPMd}} P(\omega) d\omega = \int_{\text{FPMd}}^0 P(\omega) d\omega = \frac{1}{2} \int_0^{\text{FPMd}} P(\omega) d\omega \quad (3.2)$$

Para fazer a análise das características dos sinais EMG-S nos indicadores FPM, foram utilizadas janelas de 0,5 segundos com sobreposição de 0,25 segundos para cada sinal, o que gerou 1024 amostras para cada canal de cada um dos indicadores.

Para estimar a velocidade de condução média, foi utilizado o método proposto em (SOARES et al., .., 2011). Como se trata de um método razoavelmente complexo sugere-se a leitura da referência. Uma descrição resumida do método é apresentada a seguir.

O método usado utiliza o conceito de máxima verossimilhança, e é uma adaptação do método proposto anteriormente por FARINA e MERLETTI (2000 e 2001) para a estimação da VC em sinais eletromiográficos de superfície adquiridos com arranjos com mais de dois eletrodos. O algoritmo assume que a VC é constante ao longo de contrações isométricas, e pode ser estimado por meio do conhecimento das distâncias intereletrodos e da estimação do atraso entre canais adjacentes. A VC é estimada com alta precisão por meio da estimação do

atraso temporal (ou deslocamento de fase no domínio da frequência) que minimiza o erro médio quadrático entre sinais adjacentes.

O método, desenvolvido pela equipe da Engenharia Elétrica, foi incorporado na ferramenta desenvolvida para o ambiente Matlab e essa ferramenta foi usada, no presente trabalho, para a estimação da velocidade de condução.

Após a estimação das três variáveis (RMS, FPM e VC), cada valor foi plotado em um gráfico, em função do tempo. Feito isso, foi determinada, para cada variável, a reta de regressão que melhor se adequa aos dados, no sentido dos mínimos erros quadráticos. Determinou-se também a interseção da reta com o eixo horizontal, que corresponde a uma estimativa do valor inicial da variável, assim como a inclinação da reta, a qual corresponde à taxa de decaimento da variável. Esses valores foram, então, sumarizados em uma tabela, para cada sujeito que participou do experimento.

### 3.8 ANÁLISE DA QUALIDADE DOS DADOS

Após a estimação das variáveis, os resultados foram inspecionados, na busca por resultados anômalos, tais como valores RMS, de FPM ou de VC fora dos padrões fisiológicos. Os dados brutos foram também inspecionados, avaliando-se se cada sinal mostra visualmente a ocorrência de PAUMs propagantes, como os mostrados na figura 46. Utilizou-se, também, a análise dos coeficientes de correlação entre os canais, para estimar a qualidade dos potenciais propagantes, considerando como de boa qualidade aqueles que tinham valor superior a 0,7.

Observou-se que, após a eletroestimulação, alguns dos sinais perderam qualidade, mesmo tendo tido boa qualidade antes da estimulação, e tiveram que ser descartados. Para exemplificar a análise qualitativa dos sinais, um sinal considerado bom é ilustrado na figura 47. Nesta figura, os potenciais foram superpostos, e os potenciais propagantes podem ser vistos de forma clara. Na figura 48, observa-se que o sinal apresenta amplitude muito baixa e não se evidenciam padrões propagantes após a eletroestimulação. Essa situação levaria a uma velocidade de propagação estimada superior a 12 m/s, que é muito fora da faixa fisiológica. Ocorreu então, que o processo de eletroestimulação, causou, por algum motivo

(talvez por problemas com o gel condutor), a degradação do sinal em relação à qualidade anterior à eletroestimulação. Assim, este dado (do sujeito 1) foi um dos que teve que ser descartado, por falta de qualidade do sinal. Os sinais que passaram no teste de qualidade foram mantidos para a análise.

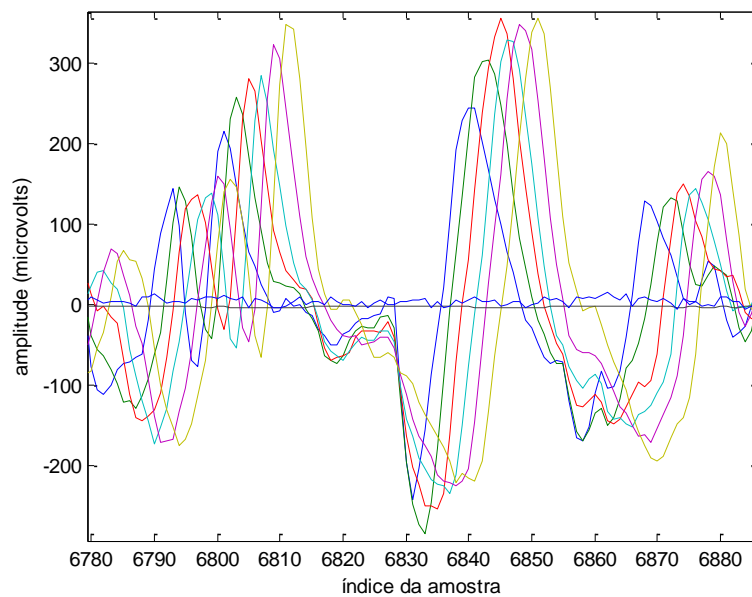


Figura 47 – Exemplo de sinal de boa qualidade  
Fonte: Dados da pesquisa.

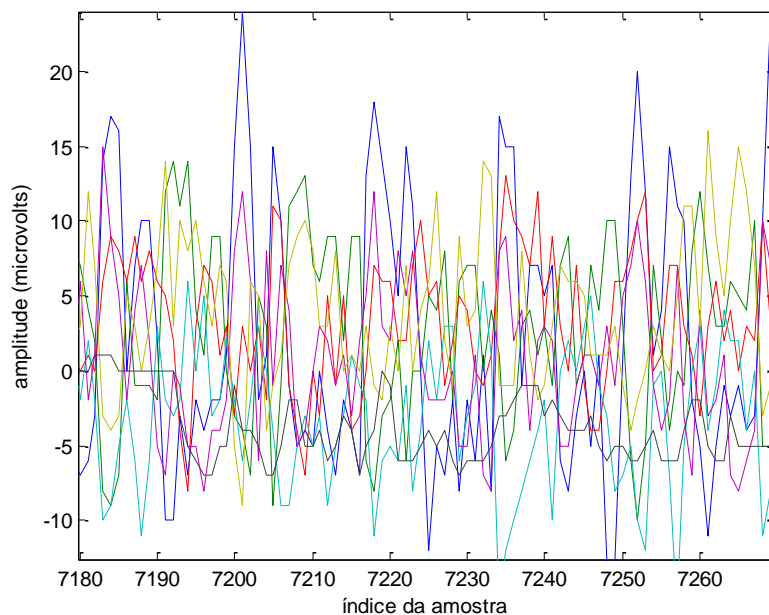


Figura 48 – Exemplo de sinal com qualidade ruim. A amplitude é muito baixa e não se observam potenciais propagantes. Por isso, o dado (sujeito 1) foi descartado.  
Fonte: Dados da pesquisa.

### 3.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A fim de analisar os sinais produzidos pela EMG-S nas etapas 1 e 2 e com o intuito de averiguar o padrão de recrutamento das unidades motoras por meio da média (Md) das variáveis RMS e FPM e VC, optou-se pela ferramenta computacional Matlab 7.4.

As três variáveis adquiridas foram estimadas em intervalos de 0,5 segundo, e plotadas em função do tempo, em um período de até 30 segundos, quando os dados nesses primeiros 30 segundos tiverem sido bons o suficiente (a força se manteve dentro de um intervalo de erro de 10% da força alvo). Em casos em que os dados não foram bons em todo o período, o intervalo foi reduzido.

Após a plotagem em função do tempo, encontrou-se a reta que melhor se adequou à curva, por meio do método dos mínimos quadrados. Determinou-se então, o valor inicial de cada variável, como sendo o valor da reta no instante inicial (ou seja, o ponto onde a reta intercepta o eixo y). Depois, determinou-se a inclinação da reta. O sinal da inclinação indica se o valor da grandeza sobe ou desce com o tempo, e o módulo da inclinação quantifica a taxa de aumento ou diminuição da variável.

Outra variável importante é o valor normalizado da inclinação. Esse valor é obtido dividindo-se a inclinação pelo valor da grandeza no instante inicial. Essa normalização tem uma função importante. Por exemplo, um sinal RMS forte pode ser consequência apenas de uma camada de gordura menor (ou seja, uma distância menor do sítio de captação ao músculo), e, na estatística, dados maiores tendem a ganhar um peso desproporcional. A normalização compensa parcialmente esse efeito.

Para uma das três variáveis, foram feitas três análises, conforma descrito a seguir.

- (a) Diferença entre o valor do valor inicial da grandeza nas etapas 2 e 1, que permite avaliar se a grandeza aumentou ou diminuiu como consequência da eletroestimulação neuromuscular (EENM).
- (b) Valor da inclinação normalizada na etapa 1, que permite avaliar se a tendência da variável é aumentar ou diminuir ao longo do tempo.
- (c) Valor da inclinação normalizada na etapa 2 (após a EENM), que permite avaliar se a

tendência da variável é aumentar ou diminuir ao longo do tempo.

Nos três casos, para cada variável, sempre era realizado, primeiramente, um teste de normalidade dos dados, para avaliar se é adequado o uso de um teste paramétrico, ou se é melhor o uso de um teste não-paramétrico. O teste escolhido foi o teste Lilliefors, pois diversos artigos consideram que este teste funciona melhor para um número pequeno de amostras. Caso o valor de  $p$  para o teste tenha sido menor que 0,05, era usado um teste não-paramétrico, e para  $p$  com valor mais alto que 0,05, era escolhido um teste paramétrico.

Como teste paramétrico, escolheu-se o teste  $t$  de student, e como teste não paramétrico, escolheu-se o teste de Wilcoxon.

Com essa metodologia, procurou-se avaliar o efeito da EENM nas principais variáveis eletromiográficas utilizadas.

## CAPÍTULO 4 – RESULTADOS

Durante o experimento foram analisadas 30 amostras de 15 sujeitos (os 15 sujeitos participaram das etapas 1 e 2). Um conjunto de 5 sujeitos foi descartado pelos dados obtidos não atenderem aos critérios de qualidade estabelecidos no trabalho. As informações sobre os sujeitos que efetivamente compuseram a amostra está apresentada na tabela 6.

Tabela 6 – Descrição dos participantes cujos dados foram analisados.

<b>Variável</b>	<b>média ± desvio padrão</b>
Número	15
Idade (anos)	22,92 ± 2,98
Peso (kg)	75,15 ± 10,40
Altura (m)	1,77 ± 0,51

Fonte: Dados da pesquisa.

Os resultados da aplicação dos algoritmos para estimação das variáveis RMS, FPM e VC, para a primeira etapa do experimento, que envolveu apenas a contração voluntária a 60% da CVM, estão apresentados na tabela 6. As variáveis apresentadas nessa tabela são descritas a seguir.

Coluna 1: Número do voluntário.

Coluna 2: Triplete usada na estimação. Os três números indicam os três canais usados para estimar a velocidade de condução, e o número em negrito indica o canal usado para estimar a frequência de potência mediana e o valor RMS.

Coluna 3: Tempo utilizado para estimar as variáveis, em segundos.

Coluna 4: Valor da reta de regressão que aproxima o gráfico do valor RMS em função do tempo no instante inicial, em milivolts.

Coluna 5: Inclinação da reta de regressão que aproxima o gráfico do valor RMS em função



do tempo, em milivolts/segundo.

Coluna 6: Valor da reta de regressão que aproxima o gráfico da frequência de potência mediana (FPM) em função do tempo, no instante inicial, em Hz.

Coluna 7: Inclinação da reta de regressão que aproxima o gráfico frequência de potência mediana em função do tempo, em Hertz/segundo.

Coluna 8: Valor da reta de regressão que aproxima o gráfico da velocidade de condução (VC) em função do tempo no instante inicial, em m/s.

Coluna 9: Inclinação da reta de regressão que aproxima o gráfico da velocidade de condução (VC) em função do tempo no instante inicial, em m/s/s.

Tabela 7 – Representação das variáveis eletromiográficas avaliadas em 10 voluntários submetidos a CIV a 60% (etapa1).

VOLUNTÁRIOS	TRIPLETAS	TEMPO (s)	RMS (mV)	INC_ RMS (mV)	FPM (Hz)	INC_ FPM (Hz/s)	VC (m/s)	INC_ VC (m/s/s)
2	567	60,00	114,06	0,37	75,26	-0,25	4,869	-0,0047
3	234	30,00	113,26	4,33	109,58	-1,93	5,151	-0,0531
4	234	30,00	35,78	4,51	55,13	0,86	4,864	-0,0015
5	456	20,00	129,80	1,85	93,55	-0,75	5,343	-0,0074
7	345	24,00	160,12	-2,82	94,77	-0,11	4,567	-0,0077
8	345	30,00	19,83	0,72	86,31	-0,19	5,057	-0,0071
9	567	20,00	110,84	3,44	54,28	-0,48	4,417	0,0148
13	234	28,00	170,38	1,11	63,47	-0,55	4,392	-0,0062
14	345	20,00	40,71	1,09	75,52	-0,47	5,940	-0,0482
15	456	30,00	132,63	2,44	125,22	-0,81	5,315	-0,0218
M		29,20	102,74	1,70	83,31	-0,47	4,992	-0,0143
DP		11,71	52,71	2,17	23,21	0,70	0,478	0,0211

Fonte: Dados da pesquisa.

Tabela 8 – Representação das variáveis eletromiográficas avaliadas em 10 voluntários submetidos a EENM e CIV a 60% (etapa2).

VOLUNTÁRIOS	TRIPLETAS	TEMPO (s)	RMS (mV)	INC_ RMS (mV/s)	FPM (Hz/s)	INC_ FPM (Hz/s)	VC (m/s)	INC_ VC (m/s/s)
2	567	60,00	73,29	2,04	89,60	-0,24	5,714	0,0012
3	234	18,00	186,81	-2,72	53,88	-0,83	5,952	-0,0581
4	234	30,00	43,51	0,41	24,68	1,08	5,247	-0,0084
5	456	29,00	352,85	4,83	93,42	-1,53	5,568	-0,0271
7	345	17,00	71,20	0,42	96,21	-0,25	4,140	-0,0016
8	345	18,30	34,74	0,78	78,07	-0,36	5,437	0,0098
9	567	30,00	19,623	0,45	68,74	-0,20	6,379	0,06621
13	234	30,00	132,48	-0,68	75,21	-0,22	4,941	-0,0032
14	345	15,00	95,10	3,69	63,58	-1,76	6,397	-0,0914
15	456	29,00	91,64	1,09	124,78	-0,064	4,958	0,0153
M		27,63	110,12	1,031	76,82	-0,44	5,473	-0,0097
DP		13,00	98,35	2,13	27,09	0,80	0,695	0,0426

Fonte: Dados da pesquisa

As tabelas 7 e 8, foram usadas para estudar o comportamento das variáveis CV, FPM e RMS.

As tabelas e os resultados referentes a essas análises são apresentadas a seguir.

#### 4.1 TABELA COM O COMPORTAMENTO DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO

A tabela 9 apresenta dados relacionados à velocidade de condução para as duas etapas experimentais. A primeira coluna de cada etapa (VC) apresenta o valor da reta de regressão que aproxima a curva da VC, em função do tempo, no instante inicial. A segunda coluna (incVC) apresenta a inclinação da mesma curva. A terceira coluna (NincVC) apresenta uma versão normalizada da inclinação, que é dada por incVC dividida por VC.

Tabela 9 - Dados experimentais das duas etapas (valor VC).

Sujeitos	Etapa 1			Etapa 2		
	VC (m/s)	incVC (m/s/s)	NincVC (1/s) (=incVC/VC)	VC (m/s)	incVC (m/s/s)	NincVC (1/s) (=incVC/VC)
2	4,869	-0,0047	-0,00096529	5,714	0,0012	0,00021001
3	5,151	-0,0531	-0,01030868	5,952	-0,0581	-0,00976142
4	4,864	-0,0015	-0,00030839	5,247	-0,0084	-0,00160091
5	5,343	-0,0074	-0,00138499	5,568	-0,0271	-0,0048671
7	4,567	-0,0077	-0,00168601	4,14	-0,0016	-0,00038647
8	5,057	-0,0071	-0,00140399	5,437	0,0098	0,00180246
9	4,417	0,0148	0,003350691	6,379	0,06621	0,01037937
13	4,392	-0,0062	-0,00141166	4,941	-0,0032	-0,00064764
14	5,940	-0,0482	-0,00811448	6,397	-0,0914	-0,01428795
15	5,315	-0,0218	-0,0041016	4,958	0,01532	0,00308996
M	4,992	-0,014	-0,003	5,473	-0,010	-0,002
DP	0,478	0,021	0,004	0,695	0,043	0,007

Fonte: Dados da pesquisa.

#### 4.2 DIMINUIÇÃO DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO

Após a estimulação elétrica, observou-se um aumento da média da velocidade de condução, de 4,992 m/s para 5,473 m/s. Realizou-se também um teste para saber se esse aumento é estatisticamente significativo. Para fazer o teste, optou-se pelo uso do teste t de Student ou o teste de Wilcoxon, ambos pareados. A escolha de qual teste usar foi feita com base no resultado do teste de normalidade. Como  $n=10$ , optou-se pelo teste de normalidade de Lilliefors.

Aplicando-se o teste de normalidade de Lilliefors para as diferenças, para cada sujeito, entre as VC's das etapas 2 e 1, obtém-se  $p=0,3515$ , o que não permite rejeitar a hipótese nula. Assim, o teste a ser usado neste caso foi o teste t de Student.

Para o teste t de Student para a diferença entre as etapas 2 e 1 da VC, obteve-se  $p=0,0492$ , o que indica que o aumento verificado na velocidade de condução foi estatisticamente significativa.

#### 4.3 COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DAS VELOCIDADES DE CONDUÇÃO NORMALIZADAS NA ETAPA 1

Na etapa 1, em que não houve EENM, observou-se que as inclinações normalizadas tiveram, quase todas, sinal negativo, mostrando que há uma tendência de diminuição da velocidade de condução ao longo do protocolo. Tentou-se verificar se, para este conjunto de dados, esse valor negativo é estatisticamente significativo.

A normalidade das inclinações para a etapa 1 foi testada com o teste lilliefors, e o resultado foi  $p=0,0144$ , o que leva à rejeição da hipótese nula, e à necessidade do uso de um teste não-paramétrico. No teste de Wilcoxon (função *signrank* do Matlab), o resultado foi  $p=0,0371$ , o que mostra uma evidência estatisticamente significativa de que há tendência ao decréscimo da velocidade de condução nos dados da etapa 1 do experimento.

#### 4.4 COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DAS VELOCIDADES DE CONDUÇÃO NORMALIZADAS NA ETAPA 2

Na etapa 2, em que foi realizada EENM antes da captura do sinal eletromiográfico, observou-se que o comportamento das inclinações normalizadas foi diferente. Dos dez sujeitos, seis tiveram inclinação negativa e quatro, positiva. A média das velocidades teve um valor ligeiramente negativo, e, portanto, procurou-se testar se esse valor negativo é estatisticamente significativa.

A normalidade das inclinações para a etapa 2 foi testada com o teste lilliefors, e o resultado foi  $p= 0,3045$ , o que leva à não-rejeição da hipótese nula, e à possibilidade do uso de um teste paramétrico. No teste t de Student, o resultado foi  $p= 0,4764$ , o que mostra o resultado de que, após a EENM, não ocorre, de forma estatisticamente significativa, o decréscimo da velocidade de condução que é amplamente documentado na literatura.

#### 4.5 TABELA COM O COMPORTAMENTO DA FPM

A tabela 10 apresenta dados relacionados à FPM (frequência de potência mediana) para as duas etapas experimentais. A primeira coluna de cada etapa (FPM) apresenta o valor da reta de regressão que aproxima a curva do valor de FPM em função do tempo, no instante inicial. A segunda coluna (incFPM) apresenta a inclinação da mesma curva. A terceira coluna (NincFPM) apresenta uma versão normalizada da inclinação, que é dada por incFPM dividida por FPM.

Tabela 10 – Dados experimentais das duas etapas (valor FPM).

FPM		Etapa 1			Etapa 2		
sujeito	FPM	incFPM	NincFPM	FPM	incFPM	NincFPM	
2	75,26	-0,25	-0,00332182	89,6	-0,24	-0,00267857	
3	109,580	-1,93	-0,0176127	53,88	-0,83	-0,0154046	
4	55,13	0,86	0,015599492	24,68	1,08	0,04376013	
5	93,55	-0,75	-0,0080171	93,42	-1,53	-0,01637765	
7	94,77	-0,11	-0,0011607	96,21	-0,25	-0,00259848	
8	86,31	-0,19	-0,00220137	78,07	-0,36	-0,00461125	
9	54,28	-0,48	-0,00884304	68,74	-0,2	-0,00290951	
13	63,47	-0,55	-0,00866551	75,21	-0,22	-0,00292514	
14	75,52	-0,47	-0,00622352	63,58	-1,76	-0,02768166	
15	125,22	-0,81	-0,00646862	124,78	-0,064	-0,0005129	
M	83,309	-0,468	-0,005	76,817	-0,437	-0,003	
DP	23,209	0,696	0,008	27,090	0,797	0,019	

Fonte: Dados da pesquisa.

#### 4.6 EFEITO DA EENM NO VALOR DA FPM INICIAL DO EMG

Observou-se, nos dados coletados, que a média do valor inicial da FPM foi maior para a etapa 1 (83,309 Hz) do que para a etapa 2 (76,817 Hz). Efetivaram-se, então, testes para ver se essa diminuição observada é estatisticamente significativa.

Aplicando-se o teste de normalidade de Lilliefors para as diferenças, para cada sujeito, entre os valores FPM das etapas 2 e 1, obtém-se  $p=0,2522$ , o que não permite rejeitar a hipótese nula. Assim, o teste a ser usado neste caso foi o teste t de Student.

Para o teste t de Student para a diferença entre as etapas 2 e 1 da FPM obteve-se  $p=0,3760$ , o que indica que não se observou alteração estatisticamente significativa do valor FPM

inicial do sinal eletromiográfico.

#### 4.7 COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DOS VALORES FPM NORMALIZADOS NA ETAPA 1

Na etapa 1, em que não houve EENM, observou-se que as inclinações normalizadas tiveram, quase todas, sinal negativo, mostrando que há uma tendência de diminuição da FPM ao longo do protocolo. Tentou-se verificar se, para este conjunto de dados, esse valor negativo é estatisticamente significativo.

A normalidade das inclinações para a etapa 1 foi testada com o teste Lilliefors, e o resultado foi  $p= 0,1071$ , que, embora pequeno, não leva à rejeição da hipótese nula, permitindo o uso do teste t. No teste t de Student, o resultado foi  $p= 0,1145$ , o que mostra, para esse conjunto particular de dados, não foi possível rejeitar a hipótese nula, de que a inclinação média é nula.

#### 4.8 COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DA FPM NORMALIZADA NA ETAPA 2

Na etapa 2, em que não houve EENM, observou-se que as inclinações normalizadas tiveram, quase todas, sinal negativo, mostrando que há uma tendência de diminuição da FPM ao longo do protocolo. Tentou-se verificar se, para este conjunto de dados, esse valor negativo é estatisticamente significativo.

A normalidade das inclinações para a etapa 1 foi testada com o teste Lilliefors, e o resultado foi  $0,0015$ , que permite rejeitar a hipótese nula, evidenciando a necessidade do uso de teste não-paramétrico. No teste de Wilcoxon, o resultado foi  $p=0,0840$ , o que mostra, para esse conjunto particular de dados, não foi possível rejeitar a hipótese nula, de que a inclinação média é nula.

#### 4.9 TABELA COM O COMPORTAMENTO DO VALOR RMS

A tabela 11 apresenta dados relacionados ao valor RMS para as duas etapas experimentais. A primeira coluna de cada etapa (RMS) apresenta o valor da reta de regressão que aproxima a curva do valor RMS em função do tempo, no instante inicial. A segunda coluna (incRMS) apresenta a inclinação da mesma curva. A terceira coluna (NincRMS) apresenta uma versão normalizada da inclinação, que é dada por incRMS dividida por RMS.

Tabela 11 – Dados experimentais das duas etapas (valor RMS).

RMS		Etapa 1		Etapa 2		
sujeito	RMS	incRMS	NincRMS	RMS	incRMS	NincRMS
2	114,06	0,37	0,003244	73,29	2,04	0,027835
3	113,26	4,33	0,038231	186,81	-2,72	-0,01456
4	35,78	4,51	0,126048	43,51	0,41	0,009423
5	129,8	1,85	0,014253	352,85	4,83	0,013689
7	160,12	-2,82	-0,01761	71,2	0,42	0,005899
8	19,83	0,72	0,036309	34,74	0,78	0,022453
9	110,84	3,44	0,031036	19,623	0,45	0,022932
13	170,38	1,11	0,006515	132,48	-0,68	-0,00513
14	40,71	1,09	0,026775	95,1	3,69	0,038801
15	132,63	2,44	0,018397	91,64	1,09	0,011894
M	102,74	1,70	0,03	110,12	1,03	0,01
DP	52,71	2,17	0,04	98,35	2,13	0,02

Fonte: Dados da pesquisa.

#### 4.10 EFEITO DA EENM NO VALOR RMS INICIAL DO EMG

Observou-se, nos dados coletados, que a média do valor RMS inicial foi maior para a etapa 1 (102,74 mV) do que para a etapa 2 (110,12 mV). Entretanto, 5 das diferenças foram negativas e 5 foram positivas. Efetuou-se, então, testes para avaliar se essa diminuição média observada é estatisticamente significativa.

Aplicando-se o teste de normalidade de Lilliefors para as diferenças, para cada sujeito, entre os valores RMS das etapas 2 e 1, obtém-se  $p=0,4189$ , o que permite rejeitar a hipótese nula. Assim, o teste a ser usado neste caso foi o teste de Wilcoxon.

Para o teste de Wilcoxon para a diferença entre as etapas 2 e 1 da VC, obteve-se  $p=$

0,9219, o que indica que não se observou alteração estatisticamente significativa na amplitude do valor RMS inicial em função da EENM.

#### 4.11 COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DOS VALORES RMS NORMALIZADOS NA ETAPA 1

Na etapa 1, em que não houve EENM, observou-se que as inclinações normalizadas, para os valores RMS, tiveram, quase todas, sinal positivo, mostrando que há uma tendência de aumento do valor RMS ao longo do protocolo. Tentou-se verificar se, para este conjunto de dados, esse aumento é estatisticamente significativo.

A normalidade das inclinações para a etapa 1 foi testada com o teste Lilliefors, e o resultado foi  $p=0,0045$ , que leva à rejeição da hipótese nula, e o uso do teste de Wilcoxon. No teste de Wilcoxon, o resultado foi  $p=0,0034$ , o que mostra, para esse conjunto particular de dados, verificou-se um aumento estatisticamente significativo do valor RMS ao longo do protocolo.

#### 4.1.2 COMPORTAMENTO DAS INCLINAÇÕES DOS VALORES RMS NORMALIZADOS NA ETAPA 2

Na etapa 2, em que houve EENM, observou-se que as inclinações normalizadas tiveram, quase todas, sinal positivo, mostrando que há uma tendência de aumento do valor RMS ao longo do protocolo. Tentou-se verificar se, para este conjunto de dados, esse valor negativo é estatisticamente significativo.

A normalidade das inclinações para a etapa 1 foi testada com o teste Lilliefors, e o resultado foi 0,5000, que não permite rejeitar a hipótese nula, evidenciando a possibilidade do uso de teste paramétrico. No teste t de Student, o resultado foi 0,0252, o que mostra, também após a EENM, observou-se aumento estatisticamente significativo do valor RMS ao longo do protocolo.



## CAPÍTULO 5 – DISCUSSÃO

Os experimentos apresentaram alguns resultados que podem ser considerados surpreendentes. O primeiro deles foi a velocidade de condução inicial, nas etapas 1 e 2. Na etapa 1, mediu-se a velocidade de condução logo no início da contração voluntária a 60% da CVM. Na etapa 2, realizada 72 horas depois, antes de se repetir o mesmo protocolo, com o mesmo voluntário da etapa 1, realizou-se 20 minutos de EENM, procurando gerar uma força de 10% da CVM.

Em uma situação de contração voluntária, o que se esperaria é que, após 20 minutos de contração muscular, a velocidade de condução diminuiria ao longo do tempo, e, ao fim dos 20 minutos, que coincide com o início da contração voluntária a 60% da CVM, a velocidade de condução inicial seria menor que a inicial. Entretanto, no presente experimento, após 20 minutos de contração elicitada por EENM, surpreendentemente, a velocidade de condução aumentou, de forma estatisticamente significativa ( $p=0,049$ ). Dentre as possibilidades de estudo do espectro de frequência do sinal eletromiográfico, MERLETTI et al., (1990) descreveram que a velocidade de condução é um parâmetro fisiológico básico que afeta a densidade espectral dos sinais mioelétricos e contribui na compressão das frequências ocorridas durante o processo de fadiga muscular. MERLETTI e PARKER (2004), documentaram que a estimativa da velocidade de condução depende do diâmetro da fibra, que se encontra entre os valores de 3 m/s a 6 m/s.

Houve, ainda, outro resultado surpreendente com relação à inclinação da reta de regressão para a velocidade de condução. É bem conhecido o fato de que a inclinação da reta de regressão do gráfico da velocidade de condução, reflete o fato de que a velocidade média de condução no sinal eletromiográfico de superfície decresce ao longo do tempo, durante contrações isométricas. Esse comportamento foi confirmado na etapa 1, onde encontrou-se a tendência estatisticamente significativa ( $p=0,037$ ) para a inclinação negativa.

Admite-se que a EENM pode promover fadiga muscular, sendo maior e mais repetitiva quando comparada com as contrações voluntárias, existindo uma relação entre a fadiga e o aumento da atividade metabólica das fibras de contração rápida. Supondo que,

existe uma tendência do músculo bíceps braquial ser mais propenso a fadiga muscular por sua composição de 57,7% das fibras tipo II na camada superficial e 49,3% na camada profunda (JOHNSON et al., 1973).

Entretanto, observou-se nos dados da Etapa 2 que esse comportamento não se repete se o protocolo for realizado após a EENM. Nesse caso, 60% dos dados apresentaram inclinação negativa, e 40%, inclinação positiva. Os dados indicaram que não há tendência estatisticamente significativa para inclinação negativa ou positiva ( $p= 0,4764$ ). Assim, os dados indicam que a EENM prévia alterou de forma significativa o comportamento da velocidade de condução ao longo de uma contração voluntária a 60% da CIV.

Acredita-se que pode haver várias explicações para essas mudanças, inclusive a possibilidade de que a EENM tenha causado algum tipo de degradação no eletrodo como, por exemplo, a degradação do gel condutor. Entretanto, a explicação mais razoável é a diferença na natureza das contrações voluntárias e das contrações elicitadas por EENM. No caso das contrações voluntárias, não se sabe ainda, com absoluta certeza, o que causa a diminuição da velocidade de condução durante a contração isométrica, mas algumas explicações são aceitas por grande número de pesquisadores.

Outra hipótese para tentar explicar a diminuição da velocidade média pode ser atribuída a dois fatores principais: o primeiro é o fato da velocidade de condução diminuir devido a mudanças graduais na velocidade de condução, como consequência de mudanças nas propriedades das membranas celulares. Essa tendência foi observada em potenciais de ação de unidades motoras (PAUM) individuais. Entretanto, há evidências de que essa diminuição não é capaz de explicar totalmente o grau de mudança. E o segundo fator pode estar relacionado à presença de fadiga muscular decorrente de uma porcentagem elevada que atinge o recrutamento das unidades motoras rápidas.

O estudo de HAMADA et al., (2004) observaram manifestações eletrofisiológicas na ativação das fibras tipo II durante a EENM de frequência (20 Hz) a 10% da CVM no período de 20 minutos de aplicação, com o tempo de contração de 5 s e repouso 5 s. Estes autores sugeriram que a presença de fadiga precoce é devida ao recrutamento de fibras glicolíticas fatigáveis e que conseqüentemente dificultaria na continuidade da despolarização das fibras de contração rápida e manutenção do suprimento de ATP pela bomba de  $\text{Na}^+$  e  $\text{K}^+$  e a difusão de  $\text{Ca}^{2+}$  e sua reabsorção pelo retículo

sarcoplasmático.

As observações descritas por estes autores sinalizam a possibilidade de que o tempo de repouso entre as contrações desencadeadas pela EENM parece ser um parâmetro ainda questionável, pois o tempo reduzido de repouso poderia levar a maior dependência da glicólise anaeróbica para produção energética juntamente com a degradação de fosfato de creatinina e formação de lactato. Ainda sob o ponto de vista dos efeitos agudos da EENM, MERLETTI et al., (1990) verificaram a estimativa da VC nas frequências de 20 Hz e 40 Hz em 20% e 80% das CVM no período de 20 s, por meio dos arranjos lineares de eletrodos. Os resultados permitiram identificar que quanto maior o nível de estimulação elétrica maior a fadiga, sendo ela atribuída por maior pressão intramuscular e conseqüente isquemia.

Entretanto o protocolo da etapa 2 também consistiu nos mesmos valores para *Ton* e *Toff* e o que observamos que a estimativa da VC não foi diminuída pelo fato do tempo de repouso não possibilitar um tempo de recuperação das fibras de contração rápida.

A explicação mais aceita é que provavelmente o padrão de recrutamento muda ao longo da contração. Inicialmente, são recrutadas fibras mais rápidas, e, ao longo do processo, há a diminuição na eficiência da contração, e outras fibras, com velocidades de condução cada vez mais lentas vão sendo recrutadas, e os potenciais de ação mais lentos diminuem o valor médio da velocidade. Uma grande importância tem sido dada ao fenômeno fadiga, que ocorre mais rapidamente quando o músculo é contraído via estimulação elétrica. GREGORY e BICKEL (2005) argumentaram sobre o mecanismo envolvido no aumento da fatigabilidade promovida pela EENM, sugerindo que a ordem de recrutamento resultante durante a EENM não é seletiva.

Outros fatores, como o recrutamento de fibras mais profundas também são mencionados, mas com menor ênfase. Entretanto, o mecanismo da diminuição da velocidade média de condução não é, ainda, totalmente entendido.

Uma explicação que parece factível para o fato dos 20 minutos de estimulação não ter diminuído a velocidade média e, sim, a aumentado, é que o padrão de recrutamento não é seguido quando a contração é causada por EENM. É possível, por exemplo, que as fibras musculares não sejam recrutadas em ordem inversa quando comparado ao recrutamento realizado na contração voluntária. Nessa situação, as fibras mais lentas poderiam ser recrutadas primeiro, perdendo eficiência mecânica, e as fibras mais rápidas poderiam ser

lentamente recrutadas, o que causaria um aumento médio da frequência. Entretanto, é importante ressaltar que essa é apenas uma hipótese, que necessitaria de um estudo mais acurado para ser comprovada ou refutada.

SINACORE et al., (1990) demonstraram que os axônios de unidades motoras maiores são mais facilmente despolarizadas e há uma relação positiva entre o tamanho do axônio e a velocidade de condução. Estes achados sustentam a preferência no recrutamento de fibras de contração rápida durante a ativação elétrica artificial.

KIM et al., (1995) concluíram que, embora estes fenômenos neurofisiológicos estejam presentes durante a EENM de nervos motores *in vitro* ou *in situ*, não há uma orientação dos nervos periféricos, resultando em um padrão de recrutamento aleatório durante a estimulação elétrica.

Concomitantemente, FEIEREISEN et al., (1997) mensuraram os limiares de 302 unidades motoras do músculo tibial anterior durante a contração voluntária e a EENM. Os mesmos demonstraram que em 94% dos casos, o Princípio do Tamanho de Henneman (HENNEMAN, 1981) assegura teoricamente o mecanismo da contração voluntária, enquanto que 28 a 35% dos ensaios usando EENM resultaram no recrutamento preferencial de unidades motoras rápidas. Estes autores concluíram que aproximadamente 30% dos ensaios com EENM comumente seguem o Princípio do tamanho reverso, porém destacaram uma incerteza nos 70% dos ensaios que não apresentaram o padrão descrito anteriormente. Um fato curioso é que o músculo tibial anterior é composto por aproximadamente 30% de fibras de contração rápida, o que poderia concluir que a magnitude do recrutamento preferencial nestes estudos foi devido ao padrão de recrutamento não seletivo, sugerindo que o princípio do tamanho reverso não é o fenômeno associado com EENM.

Pode ser difícil explicar a mudança no comportamento da inclinação das retas de regressão como resultado da EENM. Sem a EENM, há a tendência predominante que, em quase todos os sujeitos, a inclinação seja negativa. Entretanto, após a EENM, aproximadamente metade dos sujeitos apresenta queda na velocidade de condução, e o restante apresenta aumento. Acreditamos que uma explicação semelhante à apresentada no parágrafo anterior, em que um padrão de recrutamento anômalo pode ter causado esse comportamento. Entretanto, não temos evidência conclusiva sobre essa explicação. É importante mencionar que este resultado é mais sólido do que o anterior, pois, devido ao uso

do processo de normalização que foi realizado, é muito mais improvável que a mudança de comportamento tenha sido causada por problemas técnicos nos eletrodos.

NETO (2007) descreveu que a distância entre o eletrodo da EENM e o axônio pode afetar a ativação da unidade motora de contração rápida por estarem localizadas superficialmente ao músculo, porém um dos efeitos da EENM sobre os tecidos neuromusculares é recrutar unidades motoras a grandes profundidades em relação à superfície da pele (NELSON et al., 2003).

Entende-se que a localização do ponto motor poderá influenciar na despolarização das fibras musculares profundas mediante a EENM. Como foi utilizado um arranjo linear de eletrodos nesta pesquisa, para localização da zona de inervação, pode-se assegurar que esta zona, também chamada por ponto motor, recebe nervos motores que comandam a contração normal das fibras musculares. Esses nervos ramificam-se dentro do tecido muscular, onde cada nervo origina em várias ramificações. Sabendo que uma fibra nervosa pode inervar uma única fibra muscular ou se ramificar e inervar até 200 fibras, pode-se aventar que a despolarização alcançará nervos de fibras musculares profundas com maior e menor excitabilidade, justificando a não seletividade no padrão de recrutamento das unidades motoras.

Com relação aos valores iniciais FPM, sem e com a EENM prévia, embora a média das FPM's tenha sido maior, essa diferença não foi estatisticamente significativa ( $p=0,3760$ ).

Porém, à inclinação média das retas de regressão da FPM, na Etapa 1, observou-se que apenas um sujeito apresentou inclinação positiva, e os demais apresentaram inclinação negativa. Apesar disso, não foi encontrada uma diferença estatisticamente significativa ( $p=0,1145$ ). Essa dificuldade em achar um valor de  $p$  abaixo de 0,05 pode ter sido consequência de um tamanho de amostra insuficiente associado a uma alta variância nos dados.

O mesmo resultado foi encontrado na Etapa 2. Com relação à inclinação média das retas de regressão da FPM, observou-se que apenas um sujeito apresentou inclinação positiva, e, todos os demais, apresentaram inclinação negativa. Mas essa tendência à inclinação negativa também não foi significativa ( $p=0,0840$ ). Esse resultado parece contraditório com o anterior, relativo à velocidade de condução, mas é importante lembrar

que a frequência de potência mediana é um valor que depende de vários fatores, como a queda de velocidade dos PAUM's, o padrão de recrutamento e a sincronização de PAUM's. Assim, pode ser que o fator relacionado à velocidade de condução não tenha sido o fator predominante na inclinação negativa das retas de regressão. Entretanto, esta é apenas uma especulação.

Com relação às médias dos valores RMS iniciais das duas etapas, estas foram muito próximas, e, em consequência disso, não se verificou diferenças significativas entre elas ( $p=0,9219$ ). Entretanto, verificou-se que a variância dessa variável na Etapa 2 foi aproximadamente o dobro da variância na etapa 1. Não foi possível elaborar uma explicação para esse comportamento.

E finalmente, às médias das inclinações dos valores de RMS na etapa 1, verificou-se uma inclinação positiva, estatisticamente significativa ( $p=0,0034$ ), como também nas médias das inclinações na etapa 2, verificou-se também uma inclinação positiva, estatisticamente significativa ( $p=0,0252$ ). Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre as médias das inclinações na etapas 1 e 2.

## **CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO**

Os resultados deste estudo, dentro das condições experimentais propostas, permitem concluir que:

- Os dados da etapa 2 demonstraram que o padrão de recrutamento de unidades motoras não se comporta de forma seletiva e crescente;
- A velocidade de condução aumentou durante a EENM e a frequência mediana e a amplitude dos sinais eletromiográficos não apresentam diferenças significantes;
- Os resultados desta pesquisa apontam que possivelmente as unidades motoras recrutadas durante a EENM comportam de modo aleatório;
- A EENM não apresenta alterações significantes na velocidade de condução na fase aguda da estimulação;
- O eletromiografia de superfície e os arranjos lineares oferecem uma grande vantagem na localização correta da zona de inervação e posicionamento dos eletrodos de EENM e a região mais adequada para aquisição dos sinais eletromiográficos;
- A eletromiografia de superfície oferece o acompanhamento das diferentes modalidades terapêuticas, no que se refere à EENM em diferentes frequências e larguras de pulsos;
- Os resultados deste trabalho sugerem temas para pesquisas futuras, a fim de esclarecer a fisiologia o padrão não seletivo de unidades motoras e investigar quais possíveis mecanismos que influenciam o aumento da velocidade de condução durante a EENM.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, D. Z. T. et al. **Efeitos do exercício de agachamento e do uso da estimulação elétrica neuromuscular na ativação seletiva do músculo vasto medial oblíquo.** In: Revista Ciência & Saúde. Porto Alegre, n. especial, p. 94, nov. 2009.

ANDRADE, M.M. **Análise tempo: frequência de Sinais eletromiográficos para a avaliação de Fadiga muscular em cicloergômetro.** 2006.103 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Universidade de Brasília. Brasília, 2009.

BIGONGIARI, A. et al. **Análise da atividade eletromiográfica de superfície de pontos gatilhos miofasciais.** In: Rev. Bras. Reumatol. [online]. 2008, vol.48, n. 6, pp. 319-324.

BINDER-MACLEOD, S.A.; RUSS, D.W. **Effects of activation frequency and force on low-frequency fatigue in human skeletal muscle.** In: J. Appl. Physiol. 1999, v.86, n.4, p. 1337-1346.

BRASILEIRO, J.S.; Salvini, T.F. **Limites da estimulação elétrica neuromuscular no fortalecimento de músculos esqueléticos saudáveis e com déficit de força.** In: Fisioterapia Brasil. 2004, v.5, n.3, p. 224-230.

CORREA et al. **Avaliação do ácido láctico em indivíduos saudáveis após utilização de EENM em músculo tibial anterior com protocolos de repouso diferentes.** In: ConScientiae Saúde. 8(1):83-89.

CRENSHAW, A.G et al. **Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue indicators during low-vs. high-level isometric contractions to fatigue.** In: Acta Physiol. Scand. 1997, v.160, p. 353-361.



CURRIER, D.P. et al. **Electrical stimulation in exercise of the quadriceps femoris muscle.** In: Phys Ther. 1979, Dec; 59(12):1508-12.

\_\_\_\_\_. **Muscular Strength Development by Electrical Stimulations in Healthy Individuals.** In: Phys Ther. 1979, Dec; 59(12):1508-12.

\_\_\_\_\_. **Effects of electrical and electromagnetic stimulation after anterior cruciate ligament reconstruction.** J Orthop Sports Phys Ther. 1993, Apr;17(4):177-84. 1993.

D'ANCONA, C.A.L. et al. **Impacto da marcha com estimulação elétrica neuromuscular no perfil urodinâmico em pacientes com lesão raquimedular cervical alta.** In: Einstein. 8(3 Pt 1):325-8. 2010.

DELITTO, A.; Rose, S.J. **Comparative Comfort of Three Waveforms Used in Electrically Eliciting Quadriceps Femoris Muscle Contractions.** In: Physical Therapy. 1986, v.66, n.11, p.1704-1707. 1986.

DELUCA. **Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles.** Muscle & Nerve. v. 16. Issue 2. pages 21-216. February. 1993.

\_\_\_\_\_. **Electromyography:** Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Disponível em <<http://www.delsys.com/knowledgeCenter/Tutorials.html>>. Acesso em 12 dez. 2010.

DELUCA, C.J. et al. **Decomposition of Surface EMG Signals.** In: J. Neurophysiol., n. 96, p. 1646-1657. 2006.

DOURADO, V.Z; G. I. **Recondicionamento muscular na DPOC: principais intervenções e novas tendências.** In: Rev Bras Med Esporte. Ago 2004, vol.10, n..4, p.331-334. ISSN 1517-8692.

DRUMMOND, A; Calixto, M N; Carvalho, G.A. **Estudo bibliográfico sobre a influência da eletroestimulação na fadiga muscular e no recrutamento de fibras tipo II.** In: HABILITAR – Rev. Elet. Fisiot. Centro Universitário UNIEURO; Vol. I, Jan/ Mar. Brasília, 2008.

FALLER, L. **Mecanomiografia como técnica de detecção de fadiga muscular durante a estimulação elétrica neuromuscular (EENM).** Dissertação (Mestrado em Tecnologia em saúde) – PUCPR, Paraná, 2007.

FALLER, L. et al. **Muscle fatigue assessment by mechanomyography during application of NMES protocol.** In: Rev. bras. fisioter. [online]. 2009, vol.13, n.5, pp. 422-429. nov 06.

FARINA, D.; ARENDT-NIELSEN, I.; GRAVEN-NIELSEN, T. **Spike: triggered average torque and muscle fiber conduction velocity of low-threshold motor units following submaximal endurance contractions**”. In: J. Appl. Physiol. 2005. v. 98, p. 1495-1502

FARINA, D.; Fortunato, E.; Merletti, R. **Noninvasive Estimation of Motor Unit Conduction Velocity Distribution Using Linear Electrode Arrays.** In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2000. v. 47, n. 3, p. 380-388.

FARINA, D.; MERLETTI, R. **Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions.** In: J. Appl. Physiol. 2000. vol.10, pp.337-349.

\_\_\_\_\_. **Methods for estimating muscle fibre conduction velocity from surface electromyography signals.** In: Med. Biol. Eng. Comput. 2001. v.42 p.432-445

FARINA, D.; ZENNARO, D.; POZZO, M. **Single motor unit and spectral surface EMG analysis during low-force, sustained contractions of the upper trapezius muscle.** In: Eur. J. Appl. Physiol. 2006. v. 96, p. 157-164.

FEIEREISEN, P.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. **Motor unit recruitment order during voluntary and electrically induced contractions in the tibialis anterior.** In: Exp Brain Res. 114:117-123. 1997

FUIRINI JR, N. **Parâmetros Contemporâneos das Correntes Excitomotoras. 2005. 84 f. Dissertação de mestrado em Bioengenharia.** Universidade Vale do Paraíba. São Paulo, 2005.

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

GRILLO, D.E.; SIMÕES, A. C. **Atividade física convencional (musculação) e aparelho eletroestimulador: Um estudo da contração muscular. Estimulação elétrica: mito ou verdade?** In: Rev Mackenzie Educ Fis Esporte. 2(2):31-43. 2003.

GUIRRO, E.; GUIRRO, R. (2002). **Fisioterapia Dermato-Funcional: Fundamentos Recursos, Patologias.** 3ª ed. São Paulo: Manole, 2002.

GUIRRO, Rinaldo; NUNES, Carolina V; DAVINI, Rafael. **Comparação dos efeitos de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular sobre a força muscular isométrica do quadríceps**”. In: Rev. fisioter. Univ. São Paulo; 7(1/2):10-5, jan.-dez.

GUYTON, A.C.; Hall, J.E. **Tratado de fisiologia médica.** 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

HAMADA, T.; KIMURA, T.; MORITANI, T. **Selective fatigue of fast motor units after electrically elicited muscle contractions.** In: Journal of Electromyography and Kinesiology. v. 14, p. 531-538.

HENNEMAN, E. **Recruitment of motoneurons the size principle**. In: Program. Clin. Neurophysiol. 1981. v. 9, p. 26-60.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B. **SENIAM**: European Recommendations for Surface Electromyography (1999). The Netherlands: CD design & programming Everards advertising & multimedia Enschede. Biomedical and Health Research Program. 2003. ISBN 90-75452-14-4.

HOUTMAN, C.J. et al. **Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations**. In: J. Appl. Physiol., v.95, p.1045-1054.

JANUARIO, P.G.; MONTEBELO, M.I.L; GUIRRO, E.C.O. **Análise da pressão perineal após aplicação da estimulação elétrica neuromuscular em mulheres com incontinência urinária de esforço**. 5º Congresso de Pós Graduação. UNIMEP. São Paulo, 2007.

JOHNSON, M.A. et al. **Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles an autopsy study**. In: Journal of the Neurological Sciences. 1973 v.18, p.111-129.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia Articular: esquemas comentados da mecânica humana**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

KENDALL, F.P. et al. **Músculos: Provas e Funções**. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995.

KIM, C.K. et al. **Metabolic response and muscle glycogen depletion pattern during prolonged electrically induced dynamic exercise in man**. In: Scand J Rehabil Med. 1995. 27:51-58.

KITCHEN, S. **Eletroterapia: Prática Baseada em Evidências**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2003.

**KNAFLITZ, M.; MERLETTI, R; DELUCA, C.J. Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions.** In: J. Appl. Physiol., v. 68, n.4, p. 1657-1667, 1990

**KONRAD, P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography.** Disponível em: <<http://www.noraxon.com/emg/index.php3>>. Acesso em 16 nov. 2010.

**KRUEGER-BECK et al. Efeitos da estimulação elétrica funcional no controle neuromuscular artificial.** In: Rev Neurocienc; in press. 2010.

**LAUFER, Y. et al. Quadriceps Femoris Muscle Torques and Fatigue Generated by Neuromuscular Electrical Stimulation With Three Different Waveforms.** In: Physical Therapy, v.81, n.7, p. 1307-1316.

**LAUGHMAN, R.K. et al. Strenght Changes in the Normal Quadriceps Femoris Muscle as a Result of Electrical Stimulation.** In: Physical Therapy, v.63, n.4, p.494-499.1983.

**LIMA, F.P.S. Efeito da estimulação neuromuscular (EENM) e dos exercícios isotônicos no fortalecimento dos músculos flexores e extensores do joelho em pacientes hemiplégicos.** 2005. 77 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Biológicas) – Universidade do Vale do Paraíba, São Paulo, 2005.

**LIMA, M. A. et al. Efeito da estimulação elétrica neuromuscular em paciente com paralisia cerebral do tipo espástica.** In: Fisioterapia Brasil. 7 (3):235-239, maio-jun. 2006.

**LIPPERT, L. S. Cinesiologia clínica para fisioterapeutas.** 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

**LOW, J.; REED, A. Eletroterapia Explicada: Princípios e Prática.** 31<sup>a</sup> ed. Barueri/SP: Manole, 2001.

MARCHETTI, P.H.; DUARTE, M. (2006). **Instrumentação em Eletromiografia**. Disponível em: <<http://lob.incubadora.fapesp.br/portal/p/EMG.pdf>>. Acesso em 31 jan. 2011.

MASUDA, T., MIYANO, H.; SADOYAMA, T. **The Position of Innervation Zones in the Biceps Brachii Investigated BY Surface Electromyography**. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1985. v. BME-32, n.1, p-36-42.

MCARDLE, W.D.; KATCH, F.I.; KATCH, V.L. **Fisiologia do Exercício: Energia, Nutrição e Desempenho Humano**”. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

MERLETTI, M.; KNAFLITZ, M.; DELUCA, C.J. **Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions**. In: J. Appl. Physiol. 1990. v. 69, n. 5, p. 1810-1820.

MERLETTI, R. et al. **Modeling of Surface Myoelectric Signals – Part II: Model-Based Signal Interpretation**. In: IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1999. v. 46, n.7, p.821-829.

MERLETTI, R., FARINA, D., GAZZONI, M. (2003). **The linear electrode array: a useful tool with many applications**. In: Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003. v.13, p. 37-47.

MERLETTI, R.; HERMENS, H. **Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action**. In: Journal of Electromyography and Kinesiology. . 2000. v. 10, n. 5, p. 283-286.

MERLETTI, R.; PARKER, P.A. **Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**. IEEE Press Engineering in Medicine and Biology Society, Sponsor. 2004.

MOORE, K.L.; DALLEY, A.F. **Anatomia orientada para a clínica**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

MOREIRA, D.; RUSSO, A.F. **Cinesiologia Clínica e Funcional**. São Paulo: Atheneu, 2005.

MUSCLES & ELECTROMYOGRAMS. Disponível em:  
<<http://www.lisin.polito.it/DEMUSE/Publish/EMGs.html>>. Acesso em 26 out. 2010.

NELSON, R.M.; HAYES, K.W.; CURRIER, D.P. **Eletroterapia Clínica**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2003.

NETO, A.G. **Comparação entre estimulação elétrica funcional e contração voluntária máxima no treinamento de força muscular da preensão palmar**. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Católica de Brasília, Brasília, 2007.

OLIVIER, K. et al. **Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations**. In: Journal of Electromyography and Kinesiology. 2005. v.15, p. 466-473.

PAOLILLO, A.R. et al. **Respostas cardio-respiratórias em pacientes com traumatismo raquimedular**. In: Acta Ortop bras. 2005. 13(3) – 149-152.

\_\_\_\_\_. **Reabilitação sensório-motora de tetraplégicos através de estimulação elétrica neuromuscular**. In: Rev. Ter. Ocup. Univ. São Paulo [online]. 2006. v. 17, n.2, pp. 72-78. ISSN 1415-9104. 2006.

PELLIZZARI, C. et al. **Estimulação elétrica neuromuscular em cães com atrofia muscular induzida**. In: Arq.bras.med.vet.zootec. fev 2008. 60(1):76-82.

PICHON, F.; CHATARD, J.C.; COMETI, A.G. **Electrical stimulation and swimming performance.** In: Med. Sc. Sports Exerc. 1995. v.27, n.12, p.1671-1676..

PIERRE, D.S. et al (1986). **Effects of 2500 Hz sinusoidal current on fibre area and strength of the quadriceps femoris.** In: J. Sports Med. v.26, p.60-66.

PIRES, K. F. **Análise dos efeitos de diferentes protocolos de eletroestimulação neuromuscular através da frequência Mediana.** In: Revista brasileira de Ciência e Movimento. 2004; 12(2): 25-28.

ROBERTO, A.E. **Eletroestimulação: O Exercício do Futuro.** São Paulo: Phorte, 2006.

ROBINSON, A.J.; SNYDER-MACKLER, A.J. **Eletrofisiologia Clínica-Eletroterapia e teste eletrofisiológico.** 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

ROY, SH; DELUCA, CJ; SCHNEIDER, J.**Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates.** J Appl Physiol. 1986. 61(4):1510-1517.

SELKOWITZ, D.M. **High frequency electrical stimulation in muscle strengthening.** In: American Orthopaedic Society for Sports Medicine. 1989. v.17. n.1, p.103-111.

SELKOWITZ, D.M.. **High frequency electrical stimulation in muscle strengthening”.** In: American Orthopaedic Society for Sports Medicine. v.17. n.1, p.103-111.

SINACORE et al. **Type II Fiber Activation with Electrical Stimulation: A Prelim- Report.** Physical Therapy.1990. v. 70, Number 7/July.



SILVA et al. **Comparação entre os efeitos do uso de eletroestimulação neuromuscular associada ao treinamento de força com somente treinamento de força em exercício de membros inferiores durante oito semanas.**In. Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício, São Paulo, 2007. v.1, n.5, p.01-10, Set/Out. ISSN 1981-9900.

SILVA et al. **Estudo da fadiga muscular pela eletromiografia e força muscular, após dois protocolos de estimulação elétrica funcional.** In: ConScientiae Saúde. 2010. 9(2):220-226.

SKOBEJKO-WŁODARSKA L. **Treatment of neuropathic urinary and faecal incontinence.** In: European journal of pediatric surgery Y. v. 12, n. 5, pages 318-321.

SNYDER-MACKLER, L.; GARRET, M.; ROBERTS, M. **A Comparison of Torque Generating Capabilities of Three Different Electrical Stimulating Currents.** In: J. Orthop. Sports Phys. 2002. Ther. v.10, p. 297-301.

SOARES, F.A. **Estudo do comportamento das variáveis eletromiográficas de superfície ao longo do ciclo menstrual.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade de Brasília, Brasília, 2007.

STACKHOUSE, S.K.; REISMAN, D.S.; BINDER-MACLEOD, S.A. **Challenging the Role of pH in Skeletal Muscle Fatigue.** In: Physical Therapy. 2001. v.81, n.12, p. 1897-1903.

STEFANOVSKA, A. VODOVNIK, L. **Change in muscle force following electrical stimulation.** In: Scand J Rehab Med. 1985. v.17, p. 141-146.

SURFACE ELECTRODE ARRAYS. Disponível em:  
<[http://www.lisin.polito.it/DEMUSE/Publish/Materials/articles/ERK2007\\_Holobar\\_slides.pdf](http://www.lisin.polito.it/DEMUSE/Publish/Materials/articles/ERK2007_Holobar_slides.pdf)>. Acesso em: 23 fev. 2011.

**VENEZIANO, W.H. Estudo do comportamento do sinal eletromiográfico de superfície em atividades subaquáticas.** 2006. 137 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Universidade de Brasília. Brasília, 2006.

**WARD et al. Wrist Extensor Torque Production and Discomfort Associated With Low-Frequency and Burst-Modulated Kilohertz-Frequency Currents.** In: Physical Therapy. 2006. v 86 . Number 10 . October 2006.

# APÊNDICES

ESTUDO DA VELOCIDADE DE CONDUÇÃO EM FIBRAS MUSCULARES  
POR MEIO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE APÓS  
ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR

Kênia Fonseca Pires<sup>1,2</sup>, Leina Adriana Barbosa Pimenta<sup>2</sup>, Marcelino Monteiro de Andrade<sup>2</sup>, Wilson Henrique Veneziano<sup>2</sup>, Adson Ferreira da Rocha<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universidade Católica de Brasília – keniaf@ucb.br

<sup>2</sup>Universidade de Brasília – leinapimenta@gmail.com; andrade@unb.br, wilsonhe@unb.br, adson@unb.br

**Abstract:** *The present study analyzed the acute effect of the neuromuscular electrical stimulation (NMES) on the muscle biceps brachii of the superior dominant member, by studying surface electromyographic signal detected with linear electrode arrays for the estimation of conduction velocity (CV). Nine volunteers were treated with NMES (2,500 Hz) during 20 minutes before and after the NMES. The t-test was applied ( $p \leq 0.05\%$ ); the value obtained was  $p=0.4613$ . This result indicates no statistically significant changes of the CV in the protocol with 2,500 Hz.*

**Palavras-chave:** estimulação elétrica neuromuscular, EMG, eletromiografia de superfície, velocidade de condução.

#### Introdução

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) por meio de eletrodos cutâneos é um procedimento terapêutico não-invasivo e de grande utilidade clínica para o tratamento fisioterapêutico. Esse recurso compreende o uso de corrente elétrica para ativar os ramos intramusculares dos motoneurônios que induzem a contração muscular, sendo que as características das correntes elétricas podem influenciar os limiares sensitivos e motores, podendo afetar diretamente o efeito terapêutico [1]. Atualmente, este recurso é utilizado por fisioterapeutas como coadjuvante na reabilitação física para o tratamento de hipotrofias, espasticidades, contraturas e fortalecimento, além de programas de treinamento com atletas, gerando torque isométrico [2].

Porém, uma limitação da EENM é a queda precoce da força muscular devido à fadiga muscular, seja nas estimulações de baixa e/ou média frequência [3] e [4]. Diante dessa limitação, profissionais da área da saúde e engenharia biomédica pesquisam sobre a fadiga muscular induzida pela EENM por meio do sinal eletromiográfico de superfície (EMG-S). O EMG-S é um método que permite o registro da atividade elétrica do músculo. Sua decomposição é um processo de identificação e classificação dos potenciais de ação das unidades motoras detectados por eletrodos intramusculares e de superfície dos impulsos elétricos que se propagam ao longo do motoneurônio até alcançar a junção neuromuscular [5].

Diversos fatores influenciam na formação e captação do EMG-S, entre estes: (1) área e forma do eletrodo; (2)

posição relativa das superfícies de detecção na zona de inervação; (3) tamanho das fibras musculares e (4) número de fibras musculares da unidade motora individual na proximidade de detecção do eletrodo.

Os arranjos lineares de eletrodos foram propostos para captar potenciais em diferentes pontos ao longo da fibra muscular, sendo que o sinal é obtido pela diferença entre dois eletrodos de captação. Um sistema com arranjos lineares de eletrodos pode fornecer informações sobre a localização da zona de inervação, bem como ser útil na estimação da velocidade de condução da fibra muscular [6], sua queda e possível associação à fadiga muscular [7].

O trabalho em questão analisou o efeito agudo da EENM de média frequência por meio de sinais eletromiográficos de superfície, captados por arranjos lineares de eletrodos, no comportamento estimado da variável velocidade de condução no músculo bíceps braquial do membro superior dominante.

#### Materiais e Métodos

O trabalho constou de um estudo observacional do tipo transversal uni-cego e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Brasília (parecer do CEP-FM 051/207).

O experimento foi realizado no Laboratório de Biomecânica da Universidade de Brasília, sendo que os critérios de inclusão considerados foram: voluntários do sexo masculino, com idade entre 20 a 30 anos, destros e não praticantes de atividades físicas. Os critérios de exclusão consistiram em apresentar seqüelas funcionais, sinais e sintomas de lesões provocadas por movimentos repetitivos no segmento analisado. A amostra foi composta por 9 homens, massa corporal média de  $67,4 \pm 8,4$  kg, estatura média de  $1,76 \pm 0,08$  m e idade média de  $24,8 \pm 2,2$  anos. Após um esclarecimento sobre a pesquisa, os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido da pesquisa.

O procedimento experimental consistiu nas seguintes etapas:

1ª etapa: os voluntários realizaram duas contrações voluntárias máximas, com a articulação do cotovelo mantida a  $90^\circ$  de flexão, tendo sido o valor da força registrado automaticamente via célula de carga e instrumentação.

2ª etapa: realizada assepsia da pele na região interna do braço dominante dos voluntários por meio da



limpeza com álcool e água, seguindo-se por tricotomia com lâmina descartável.

3ª etapa: posteriormente foi posicionado o arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco), em forma de barras de 5 mm de comprimento por 1 mm de largura, impressos sobre uma fita flexível com distância intereletrodica de 5 mm, na cabeça curta do músculo bíceps braquial. O objetivo foi localizar a zona de inervação (Figura 1) e identificar o local ideal para o posicionamento dos arranjos lineares flexíveis (conforme as recomendações do *Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles – SENIAM*) [8]. Para isso, foi solicitado aos voluntários fazerem uma contração isométrica voluntária a 10% da contração voluntária isométrica máxima (CVIM) durante 5 segundos (Figura 2). A pulseira de referência foi umedecida e posicionada no punho do membro dominante.

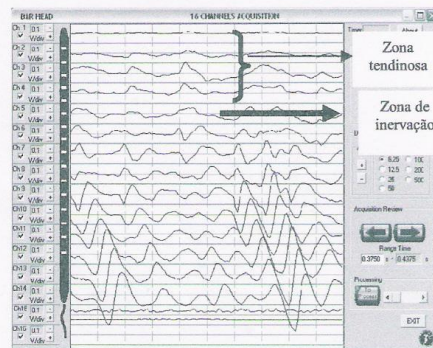


Figura 1: Ilustração de mapeamento da zona de inervação e de tendão.

4ª etapa: demarcação da posição do eletrodo semi-flexível, deposição sobre a pele do arranjo linear flexível de oito canais e aplicação de gel condutor nos eletrodos.



Figura 2: Realização da CIVM e captação do sinal eletromiográfico. Percebem-se o goniômetro no cotovelo, uma empunhadura na mão direita e os eletrodos na região do bíceps braquial.

5ª etapa: os voluntários realizaram duas contrações isométricas voluntárias a 20% da CVIM durante 20 segundos com intervalo de repouso de 10 minutos entre cada contração.

6ª etapa: os voluntários foram submetidos ao protocolo de EENM (eletroestimulador Dualpex 961, QUARK, Brasil; registro Anvisa nº 80079190004) conforme a Tabela 1.

7ª etapa: após a EENM, os voluntários realizaram duas contrações isométricas voluntárias a 20% da CVIM durante 20 segundos, com intervalo de repouso de 10 minutos entre cada contração.

Tabela 1: Parâmetros físicos da EENM

Parâmetros Físicos da EENM	Valores
Forma de Onda	Bifásica
Frequência	2.500 Hz
Largura de Pulso	100 µs
Rampa de Subida	2 segundos
Período de Sustentação	5 segundos
Rampa de Descida	5 segundos
Período de Sustentação	50 segundos
Proporção de Ton e Toff	1:5
Período de Aplicação	20 minutos

8ª etapa: os sinais de EMG-S, pré e pós EENM, foram armazenados e registrados com auxílio de um eletromiógrafo (EMG-16, OT Bioelettronica, Turim, Itália), o software EMGAcq e um microcomputador padrão IBM-PC. Posteriormente, foram processados por meio da ferramenta computacional MATLAB v7.4 (Mathworks, EUA).

9ª etapa: foram utilizadas as mesmas triplas (grupos de 3 sinais consecutivos) no estudo do EMG-S, as quais foram visualizadas no software EMGAcq, tanto no protocolo de pré como de pós EENM para cada voluntário. A função do software EMGAcq se refere ao cálculo da estimativa da velocidade de condução (VC), domínio da frequência, domínio do tempo e o coeficiente de correlação cruzada (CC) para cada trio de canais da EMG-S. É válido ressaltar que no período pré EENM, o CC foi superior a 70%, tendo estado a estimativa para a VC dentro dos parâmetros fisiológicos de 2 a 6 m/s para o músculo bíceps braquial [9].

## Resultados

Foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk para verificação da normalidade das hipóteses. Ficou demonstrada a normalidade entre as médias tanto no grupo pré como no grupo pós, considerando  $H=0$  (hipótese nula). Posteriormente foi aplicado o teste de Levene para averiguação da igualdade das variâncias e a homocedasticidade (resultados:  $\alpha = 0,05$  e  $p = 0,1628$ ).

As Figuras 3 e 4 mostram as curvas de velocidade de condução (VC) de todos os voluntários e suas respectivas regressões lineares pré e pós a aplicação do protocolo de EENM.

Nas Tabelas 2 e 3 estão apresentados os valores da inclinação da reta de regressão linear (a), da interceptação com o eixo das ordenadas (b), assim como a divisão  $b/a$  das nove curvas de VC.

Posteriormente, foi aplicado o teste t, com o objetivo de investigar estatisticamente se há ou não diferenças significativas entre os valores da divisão da inclinação da reta de regressão linear pela interceptação com o eixo das ordenadas pré e pós EENM. Para esse teste, o nível de significância adotado foi de  $p \leq 0,05\%$ , tendo sido o valor de  $p = 0,4613$ .

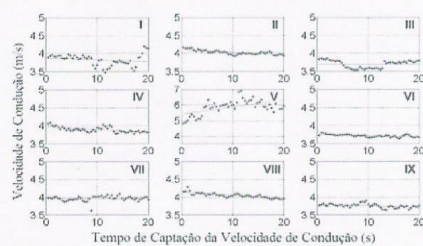


Figura 3: Etapa pré-EENM - comportamento no tempo dos valores das curvas da velocidade de condução para cada sujeito e respectivas curvas de regressão linear. Os algoritmos I ao IX se referem aos voluntários.

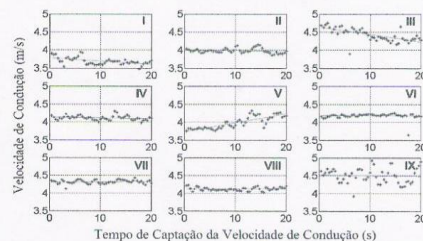


Figura 4: Etapa pós-EENM - comportamento no tempo dos valores das curvas da velocidade de condução para cada sujeito e suas respectivas curvas de regressão linear.

Tabela 2: Parâmetros objetivos das curvas de regressão linear da VC antes da aplicação da EENM.

Parâmetros objetivos da regressão linear		
a [m/s <sup>2</sup> ]	b [m/s]	b/a*10 <sup>4</sup> [s]
-0,0019	3,8752	-0,2040
-0,0034	4,1113	-0,1209
-0,0002	3,7073	-1,8537
-0,0033	3,9803	-0,1206
0,0178	5,4399	0,0306
-0,0016	3,7679	-0,2355
0,0006	3,9493	0,6582
-0,0039	4,1445	-0,1063
-0,0018	3,8025	-0,2112

Tabela 3: Parâmetros objetivos das curvas de regressão linear da VC após aplicação da EENM.

Parâmetros objetivos da regressão linear		
a [m/s <sup>2</sup> ]	b [m/s]	b/a*10 <sup>4</sup> [s]
-0,0036	3,7788	-0,1050
-0,0006	3,9958	-0,6660
-0,0081	4,6194	-0,0570
-0,0008	4,1326	-0,5166
0,0101	3,7392	0,0370
-0,0003	4,1857	-1,3952
0,0006	4,3033	0,7172
0,0001	4,1191	0,4211
-0,0009	4,5214	-0,5024

### Discussão

Os sistemas de EENM enfocam o uso de eletrodos de superfície devido à sua simplicidade e conveniência durante a aplicação.

Uma grande importância tem sido dada ao fenômeno da fadiga muscular, que ocorre mais rapidamente quando o músculo é contraído via estimulação elétrica pelo recrutamento inicial de unidades motoras largas e rápidas que apresentam menor resistência para a corrente elétrica e conduzem os potenciais de ação em proporção mais rápida do que em axônios de unidades motoras menores. Diante das limitações geradas pela EENM, Knaflitz, Merletti e DeLuca [3] mostraram que a velocidade de condução é um parâmetro fisiológico básico que afeta a densidade espectral dos sinais mioelétricos e contribui na compressão das frequências ocorridas durante o processo de fadiga muscular. No presente trabalho, os resultados da VC estimada pré e pós a EENM de média frequência foram apresentados nas Figuras 3 e 4, permitindo verificar-se que o padrão das curvas de velocidade de condução e os coeficientes lineares corroboram com as descrições realizadas [7], indicando que a estimativa da velocidade de condução depende do diâmetro da fibra, e se encontra entre os valores de 3 a 5 m/s. Para as etapas pré e pós eletroestimulação neuromuscular, os valores dos coeficientes angulares investigados foram apresentados nas Tabelas 2 e 3, permitindo se verificar que há inclinações tanto positivas como negativas nas retas de regressão linear da VC. Concomitantemente, nestas Tabelas foram apresentados os valores da razão entre a inclinação da reta de regressão e o ponto de interceptação com o eixo das ordenadas. Por meio da aplicação do teste de Shapiro-Wilk ( $p < 0,05$ ), foi encontrada a normalidade da razão, o que permitiu que fosse aplicado o teste paramétrico teste t ( $p < 0,05$ ) em cada etapa (pré e pós - EENM), podendo-se afirmar que o parâmetro média de  $b/a$  encontra-se igual a zero. Seguindo a análise dos dados, foi aplicado o teste de Levene para se verificar a igualdade das variâncias das amostras, relacionando-se com a homocedasticidade. Este teste foi utilizado para complementar o resultado da distribuição normal apresentado no teste de Shapiro-Wilk, tendo mostrado a igualdade das variâncias neste experimento.



O tempo de repouso utilizado no experimento foi baseado nos estudos de [10] e [11], que utilizaram a proporção 1/5 (on/off) na frequência de 2.500 Hz e obtiveram resultados nas mudanças de fortalecimento quando comparado com o grupo exercitado voluntariamente. Estes dados motivaram que fosse pesquisado o comportamento da VC pré e pós a EENM no tempo de repouso de 50 s, bem como entender os possíveis mecanismos envolvidos. É possível identificar que a presença de fadiga muscular é uma manifestação recorrente nos trabalhos que envolvem a EENM, mesmo em diferentes frequências. Os estudos [12] observaram manifestações eletrofisiológicas na ativação das fibras tipo II durante a EENM de frequência (20 Hz) a 10% da CVIM no período de 20 minutos de aplicação, com o tempo de contração de 5 s e repouso 5 s. Esses autores sugeriram que a presença de fadiga precoce é devida ao recrutamento de fibras glicolíticas fatigáveis, o que conseqüentemente dificultaria na continuidade da despolarização das fibras de contração rápida e manutenção do suprimento de ATP pela bomba de  $\text{Na}^+$  e  $\text{K}^+$ , pela difusão de  $\text{Ca}^{2+}$  e sua reabsorção pelo retículo sarcoplasmático. Os resultados do presente trabalho demonstraram que, em estudo da VC do impulso nervoso estimada pré e pós a aplicação da EENM de média frequência no músculo bíceps braquial do membro superior dominante, não ocorreu diferença estatisticamente significativa entre os valores médios na inclinação da reta de regressão linear pela interceptação com o eixo das ordenadas obtida nos resultados da pesquisa. Os arranjos lineares de eletrodos abrem um promissor campo de pesquisas em eletromiografia de superfície. Conclui-se que esse estudo deve ser ampliado para uma população maior, a fim de que os resultados obtidos possam ser correlacionados às correntes elétricas terapêuticas associadas com a técnica dos arranjos lineares de eletrodos para a eletromiografia de superfície.

#### Agradecimentos

Os autores agradecem ao CENESP, ao Laboratório de Biomecânica da Universidade de Brasília e à Universidade Católica de Brasília (UCB).

#### Referências

- [1] Guirro, E., Guirro, R. (2002) "Fisioterapia Dermatofuncional-Fundamentos, Recursos, Patologias" Ed.: Manole, São Paulo, p. 560.
- [2] Brasileiro, J.S., Villar, A.F.S. (2000) "Comparação dos torques gerados por estimulação elétrica e contração muscular voluntária no músculo quadríceps femoral" *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.4, n. 2, p.75-81.
- [3] Knaflitz, M., Merletti, R, DeLuca, C.J. (1990) "Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions" *J. Appl. Physiol.*, v. 68, n. 4, p. 1657-1667.
- [4] Matsunaga, T., Shimada, Y., Sato, K. (1999) "Muscle fatigue intermittent stimulation with low and high frequency electrical pulse" *Arch Phys. Med. Rehabil.*, v. 80, n.1, p. 48-53.
- [5] Merletti, R., Farina, D., Gazzoni, M. (2003) "The linear electrode array: a useful tool with many applications" *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, p. 37-47.
- [6] Masuda, T., Miyano, H., Sadoyama, T. (1985) "The Position of Innervation Zones in the Biceps Brachii Investigated by Surface Electromyography" *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. BME-32, n.1, p-36-42.
- [7] Merletti, R., Parker, P.A. (2004), *Electromyography*, IEEE Press.
- [8] Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hagg, G. (1999) "European Recommendations for Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles- Seniam" The Netherlands: RRD publisher, ISBN 90-75452-15-2.
- [9] Merletti R., Rainoldi A., Farina D. (2001) "Surface EMG for non-invasive muscle characterization" *Exerc Sport Sci Rev*, v. 29, n. 1, p. 20-25.
- [10] Laughman, R.K., Youdas, J.W. Garrett, T.R., Chao, E.Y.S. (1983) "Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation" *Phys. Ther.*, v. 63, n. 4, p. 494-499.
- [11] Selkowitz, D.M. (1989) "High frequency electrical stimulation in muscle strengthening – a review and discussion" *The American Journal of Sports Medicine*, v. 17, n. 1, p. 103-111.
- [12] Hamada, T., Kimura, T., Moritani, T. (2004) "Selective fatigue of fast motor units after electrically elicited muscle contractions" *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.14, p. 531-538.

**APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO –  
EXPERIMENTO PRELIMINAR (*QUALIFIER*)**



Universidade de Brasília – UnB  
Faculdade de Medicina  
Departamento de Ciências Médicas

Pesquisa: “Estudo comparativo das estimulações neuromusculares de baixa e média frequência por meio das variáveis espectrais do sinal eletromiográfico de superfície nas manifestações mioelétricas da fadiga muscular”.

Pesquisador Responsável: Kênia Fonseca Pires

Orientador: Prof. Dr Adson Ferreira da Rocha

Telefone: 61- 3307-2328 (ramal 231)

**Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

Esta pesquisa visa o estudo em indivíduos do sexo masculino entre as idades de 20 a 30 anos, sem história de doença muscular, com o objetivo de analisar o comportamento das estimulações elétricas neuromusculares de baixa e média frequência, utilizadas no tratamento fisioterapêutico, no cansaço muscular, utilizando variáveis disponíveis através do sinal eletromiográfico de superfície no músculo bíceps braquial por meio de arranjos lineares de eletrodos. A estimulação elétrica de baixa e média frequência será realizada por meio de eletrodos que serão fixados por braceletes na parte anterior do braço promovendo a contração muscular sem o auxílio do participante. A estimulação elétrica não acarretará nenhum risco a saúde, queimaduras e traumas diretos, podendo, no máximo ser interpretada como uma sensação incômoda no local que será estimulado eletricamente.

O experimento constará na seguinte seqüência:

1ª) será solicitado ao participante para sentar numa cadeira regulável mantendo boa postura e com o membro superior dominante em relaxamento. Posteriormente será realizada a limpeza da pele com algodão e álcool para retirada da oleosidade e se for necessário será realizada a raspagem do pêlo com lâmina descartável, em seguida serão aderidos à pele os eletrodos para adquirir os sinais da eletromiografia de superfície.

2ª) na 2ª etapa a pesquisadora responsável incentivará o participante por meio de comando verbal para realizar a contração máxima possível e que deverá sustentar a contração por 3 segundos e relaxar por 5 minutos. Este procedimento será executado 3 vezes e ao término o participante permanecerá 10 minutos em repouso.

3ª) a 3ª etapa consistirá em medir a força em 40% da contração máxima. Serão realizadas 3 contrações musculares durante 20 segundos e repousando 10 minutos entre cada movimento realizado e ao final descansará por mais 15 minutos.



4ª) na 4ª etapa serão posicionados 2 eletrodos de silicone, que serão fixados com braceletes esportivos de velcro no meio do braço, para liberação da corrente elétrica respeitando o limite suportável pelo participante. A pesquisadora informará ao voluntário que ele sentirá formigamento abaixo dos eletrodos e em seguida ocorrerá o movimento de dobrar o cotovelo sem a sua participação por um período de 20 minutos. Finalizada a estimulação elétrica o participante descansará por 15 minutos e logo após será realizado a sequência da 3ª etapa descrita anteriormente.

O participante será orientado para não exercer qualquer atividade de sobrecarga no membro superior e será informado para retornar 1 semana após para a realização dos mesmos procedimentos apenas com alterações na forma da corrente elétrica. Após estes procedimentos experimentais serão finalizadas as coletas.

A fisioterapeuta, executora do projeto será responsável durante as coletas sobre quaisquer dúvidas e explicações do protocolo experimental. Caso haja alguma queixa de mal estar e ou outros sinais, o voluntário será deslocado de carro pela pesquisadora ao ambulatório do HUB e no laboratório será colocada uma maca para o repouso do participante quando o mesmo sinalizar algum desconforto ou qualquer outro sintoma. Qualquer dúvida em relação à pesquisa será o seu conteúdo esclarecido, estando o convidado livre para abandonar a pesquisa sem qualquer constrangimento e despesas financeiras, no momento que lhe for oportuno ou necessário.

Informamos que sua identidade será preservada e que os dados coletados poderão ser publicados posteriormente em revistas e jornais e apresentados em congressos somente após o consentimento livre e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Brasília/DF, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2007.

\_\_\_\_\_ RG \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Assinatura do participante

\_\_\_\_\_  
Assinatura da pesquisadora responsável – Kênia Fonseca Pires

Telefone: 61 -3263-1915 / 61 -8428-6529

Endereço para contato: QS 07 Rua 800 Lote 01 bloco B apto 602, Águas Claras – DF CEP: 71971-540

## APÊNDICE C - CARTA DE APROVAÇÃO CEP –ESTUDO PRELIMINAR

(Parecer do CEP-FM 051/2007)



Universidade de Brasília  
Faculdade de Medicina  
Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos

Campus Universitário, Asa Norte – CEP 70910-9000 – Brasília, DF - Tel.: (061) 3307-2520 / 3273-4069

### ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

**Registro de projeto:** CEP-FM 051/2007

**Título:** "Estudo comparativo das estimulações neuromusculares de baixa e média frequência por meio das variáveis espectrais do sinal eletromiográfico de superfície nas manifestações mioelétricas da fadiga muscular"

**Pesquisador responsável:** Kênia Fonseca Pires

**Documentos analisados:** Folha de rosto, carta de encaminhamento, declaração de Responsabilidade, protocolo de pesquisa, termo de consentimento livre e esclarecido, cronograma, bibliografia pertinente e currículo(s) de pesquisador(es)

**Data de entrada:** 09/08/2007

Proposição do(a) relator(a)

(  ) **Aprovação**

(  ) **Não aprovação**

**Data da primeira análise pelo CEP-FM/UnB:** 26/09/2007

**Data do parecer final do projeto pelo CEP-FM/UnB:** 31/10/2007

### PARECER

Com base na Resolução CNS/MS Nº 196/96, que regulamenta a matéria, a Coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília decidiu **APROVAR** em sua 9ª reunião ordinária, conforme parecer do(a) relator(a), o projeto de pesquisa acima especificado, quanto aos seus aspectos éticos.

1 – Modificações no protocolo devem ser submetidas ao CEP, assim como a notificação imediata de eventos adversos graves;

2 – O(s) pesquisador(es) deve(m) apresentar relatórios periódicos do andamento da pesquisa ao CEP-FM.

Brasília, 06 de novembro de 2007.

*Prof. Elaine Maria de Oliveira Alves*  
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa  
Faculdade de Medicina-UNB

# APÊNDICE D - CARTA DE APROVAÇÃO CEP – PROJETO DE PESQUISA DO DOUTORAMENTO

(Parecer do CEP-FM 049/2009)



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE DE MEDICINA  
Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos

## ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

**Registro de Projeto:** CEP-FM 049/2009.

**Título:** “Estudo da pré-ativação muscular promovida pela estimulação elétrica neuromuscular de baixa frequência por meio do sinal eletromiográfico de superfície.”

**Pesquisador Responsável:** Adson Ferreira da Rocha.

**Documentos analisados:** Folha de rosto, carta de encaminhamento, declaração de responsabilidade, protocolo de pesquisa, termo de consentimento livre e esclarecido, cronograma, bibliografia pertinente e currículo (s) de pesquisador (es).

**Data de entrega:** 02/06/2009

Proposição do (a) relato (a)

**Aprovação**

**Não aprovação.**

**Data da primeira análise pelo CEP-FM/UNB:** 29/07/2009.

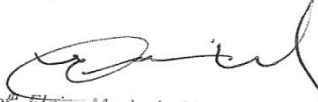
**Data do parecer final do projeto pelo CEP-FM/UNB:** 16/09/2009.

## PARECER

Com base na Resolução CNS/MS nº 196/96 e resoluções posteriores, que regulamentam a matéria, o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília decidiu **APROVAR** “*ad referendum*”, conforme parecer do (a) relator (a) o projeto de pesquisa acima especificado, quanto aos seus aspectos éticos.

1. Modificações no protocolo devem ser submetidas ao CEP, assim como a notificação imediata de eventos adversos graves;
2. O (s) pesquisador (es) deve (m) apresentar relatórios periódicos do andamento da pesquisa ao CEP-FM.

Brasília, 16 de Setembro de 2009.

  
Prof. Elaine Maria de Oliveira Alves  
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa  
Faculdade de Medicina-UNB

## APÊNDICE E – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – PROJETO DE PESQUISA DO DOUTORAMENTO



**Universidade de Brasília – UnB**  
**Faculdade de Medicina**  
**Departamento de Ciências Médicas**

**Pesquisa:** “Estudo da pré-ativação muscular promovida pela estimulação elétrica neuromuscular de baixa frequência por meio do sinal eletromiográfico de superfície.”

**Pesquisadora Responsável:** Esp. Leina Adriana Barbosa Pimenta

**Pesquisadora Responsável:** Msc. Kênia Fonseca Pires

**Orientador:** Prof. PhD. Adson Ferreira da Rocha

**Co-Orientador:** Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

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

Esta pesquisa visa o recrutamento de indivíduos do sexo masculino entre as idades de 18 a 28 anos, sem história de trauma e/ou doença muscular, com o objetivo de analisar o comportamento da estimulação elétrica neuromuscular de baixa frequência, utilizadas no tratamento fisioterapêutico, por meio das variáveis disponíveis no sinal eletromiográfico de superfície com os arranjos lineares de eletrodos no músculo bíceps braquiais. A estimulação elétrica neuromuscular de baixa frequência será realizada por meio de eletrodos cutâneos que serão fixados por fita adesiva na parte anterior do braço direito promovendo a contração muscular sem auxílio do participante. A estimulação elétrica neuromuscular de baixa frequência não acarretará nenhum risco à saúde, nem queimaduras e traumas direto, podendo, no máximo ser interpretada como uma sensação incômoda no local que será estimulado eletricamente.

O experimento constará na seguinte sequência:

- 1) o voluntário realizará tricotomia (raspagem dos pêlos) e limpeza com água no membro superior direito. Logo após, o voluntário será conduzido a permanecer sentado numa cadeira regulável com a postura adequada e com o membro superior direito apoiado numa superfície de espuma sobre um dispositivo de alumínio mantendo o cotovelo flexionado e a palma da mão voltada para cima. Nessa posição haverá um dispositivo palmar de madeira para a realização das contrações isométricas voluntárias máximas. Após esse posicionamento, o voluntário será instruído a puxar o dispositivo palmar de madeira fixado a uma célula de carga e a realizar duas contrações isométricas voluntárias máximas de cinco segundos com intervalos entre cada uma de cinco minutos obtendo, assim, o registro da força.
- 2) a próxima etapa consistirá em pesquisar com o arranjo linear de eletrodos de dezesseis canais a melhor região sobre o ventre do músculo bíceps braquial direito para a deposição do arranjo linear de eletrodos de oito canais. A coleta do sinal eletromiográfico com a musculatura do membro superior em repouso e em ativação será realizada para observar a ocorrência de possíveis ruídos.
- 3) O voluntário participará de dois grupos:

- **Grupo controle:** o medidor de força será ajustado para marcar 60% da força média obtida entre as duas contrações isométricas voluntárias máximas iniciais. O voluntário estará posicionado, o membro superior direito apoiado na superfície de alumínio, com o eletrodo do eletromiógrafo de superfície na região que foi indicada inicialmente, segurando o dispositivo palmar de madeira e recebendo a instrução para manter uma contração isométrica voluntária a 60% durante o máximo de tempo que suportar. Quando o voluntário não conseguir mais manter uma contração isométrica voluntária em 60% o teste será interrompido. Durante essa contração isométrica voluntária a 60% será feito o registro do sinal eletromiográfico de superfície.

- **Grupo Experimental:** serão posicionados dois eletrodos na região delimitada e então será realizada uma estimulação elétrica neuromuscular de baixa frequência, com 50Hz de frequência, 250µs, 2 segundos de rampa de subida e 2 segundos de rampa de descida, com tempo de contração de 10 segundos e tempo de repouso de 10 segundos por 20 minutos. Durante o período de estimulação elétrica neuromuscular, o voluntário permanecerá com o membro superior direito apoiado na superfície de alumínio e segurando o dispositivo palmar de madeira, garantindo assim, que as contrações isométricas permaneçam em torno de 5 a 10% da contração isométrica voluntária máxima. Após a estimulação elétrica neuromuscular de baixa frequência será realizada a mesma sequência do grupo controle.

O participante será orientado para não exercer qualquer atividade de sobrecarga no membro superior e será informado para retornar 72 horas após a execução do grupo controle para o grupo experimental. Após estes procedimentos experimentais serão finalizadas as coletas.

A fisioterapeuta, executora do projeto será responsável durante as coletas sobre quaisquer dúvida e explicações do projeto experimental. Caso haja algumas queixa de mal estar e ou outros sinais, o voluntário será deslocado de carro pela pesquisadora ao ambulatório do HUB. O convidado está livre para abandonar a pesquisa sem qualquer constrangimento e despesas financeiras, no momento que lhe for oportuno ou necessário.

Informamos que sua identidade será preservada e que os dados coletados poderão ser publicados posteriormente em revistas e jornais e apresentados em congressos científicos somente após o consentimento livre e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Brasília, DF- \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2009.

RG: \_\_\_\_\_

Assinatura do Participante

Cel: (61) 99706539

Assinatura da Pesquisadora Responsável: Leina Adriana Barbosa Pimenta.

Endereço para contato: QNL 07 Conjunto G Casa 06. Taguatinga Norte/DF. CEP: 72150-707.

Leina Adriana Barbosa Pimenta: (61) 99706539

Kênia Fonseca Pires: (61) 84286529

Adson Ferreira da Rocha: (61) 91450241

Marcelino Monteiro de Andrade: (61) 91514500

**APÊNDICE F – TABELA DE REGISTRO UTILIZADA NO PROJETO DE PESQUISA**

<b>Dados Pessoais</b>			
Nome:			Data:
Endereço:		Telefone:	
Idade:	Peso:	Altura:	
<b>Dados da Coleta</b>			
<b>Registro de Força</b>			
1 CVM:	2 CVM:	Média:	
<b>Registro do Mapeamento</b>			
Código:			
Zona de Inervação:		Canais de Aquisição:	
<b>Registro de Controle</b>			
Código:			
<b>Registro de Tripletas</b>			
Código:			
Tripletas:			
<b>Registro de Aquisição e CVI a 60%</b>			
Código:			
Tempo de CIV a 60%:			
Obs:			
<b>Dados da Coleta</b>			Data:
<b>Registro de Força</b>			
1 CVM:	2 CVM:	Média:	
<b>Registro de Controle</b>			
Código:			
<b>Registro de Tripletas</b>			
Código:			
Tripletas:			
<b>Registro de Aquisição com EENM e CVI a 60%</b>			
Código:			
<b>Dados da EENM</b>			
Hz:	T:	Ton:	Toff:
rS:	rD:	Tempo:	
Intensidade Inicial:			
Ajustes na Intensidade (colocar o tempo):			
<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Tempo de CIV a 60%:			

## APÊNDICE G - CHECK LIST

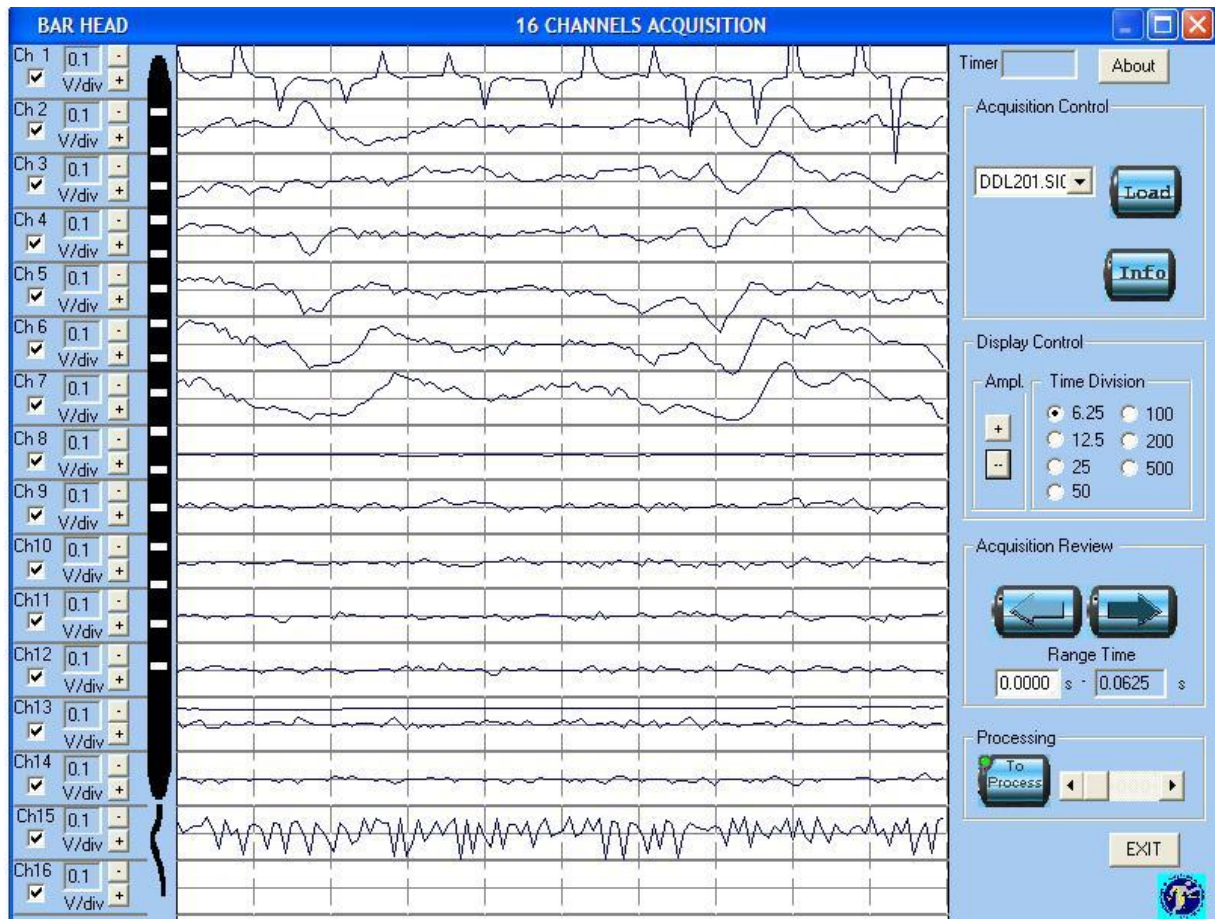
1. Retirar a proteção dos equipamentos;
2. Posicionar os equipamentos;
3. Plugar a régua na tomada e o estabilizador na régua;
4. Ligar as tomadas do laptop, MISO, EMG e EENM no estabilizador;
5. Ligar os equipamentos;
6. Inserir a pulseira de referência no recipiente com água;
7. Identificar a utilização e posicionamento de cada eletrodo e de cada cabo;
8. Plugar o cabo do MISO no EMG;
9. Plugar o cabo verde do EMG no MISO;
10. Plugar a placa do EMG e inserir no computador;
11. Preencher os requisitos exigidos pelos programas;
12. Instruir o voluntário a realizar a tricotomia e a limpeza na região medial do músculo bíceps do membro superior direito;
13. Posicionar o voluntário na cadeira em frente ao MISO;
14. Preencher os dados do voluntário na tabela de registro;
15. Explicar ao voluntário todo o procedimento que será realizado;
16. Demonstrar ao voluntário o que deverá ser realizado;
17. Pedir para que o voluntário segure a célula de carga;
18. Apertar o botão *offset null* no MISO;
19. Solicitar que o voluntário realize a CVM e disparar em conjunto o botão *full scale rec*;
20. Solicitar ao voluntário que permaneça na mesma posição e com o membro superior relaxado;
21. Cronometrar 5 min para repouso entre as 2 CVMs;
22. Após os 5 min., solicitar que o voluntário realize a 2<sup>a</sup> CVM e disparar em conjunto o botão *full scale rec*;

23. Ajustar no MISO a média entre as duas CVMs;
24. Disparar no MISO o botão *relative mode*;
25. Registrar 10% no MISO;
26. Preencher o programa EMGAcq;
27. Plugar eletrodo rígido do EMG;
28. Plugar o eletrodo de referência no EMG;
29. Colocar a pulseira de referência no punho direito do voluntário;
30. Plugar o eletrodo de referência na pulseira;
31. Posicionar o eletrodo rígido do braço do voluntário;
32. Ajustar o eletrodo rígido no voluntário e observar na tela do laptop as interferências;
33. Corrigir qualquer falha de posicionamento do eletrodo rígido no voluntário;
34. Solicitar ao voluntário que puxe a célula de carga e segure em 10% (visualização feita no led do MISO) por 5 seg.;
35. Analisar o sinal eletromiográfico (tripletas);
36. Salvar o sinal eletromiográfico no laptop;
37. Demarcar o braço;
38. Desligar o EMG;
39. Acoplar a espuma no eletrodo flexível;
40. Posicionar o eletrodo flexível na região demarcada no braço do voluntário;
41. Preencher com gel o eletrodo flexível com a pipeta;
42. Plugar o cabo do eletrodo flexível no eletrodo e no EMG;
43. Colocar a pulseira de referência no punho direito do voluntário;
44. Preencher os dados no programa EMGAcq;
45. Ligar o EMG;
46. Preencher os requisitos exigidos pelo programa;
47. Colocar 30% da CVM no MISO;



48. Analisar o sinal e as tripletas no laptop por meio do EMGAcq;
49. Posicionar os eletrodos de silicone-carbono da EENM entre a zona de inervação;
50. Instruir o voluntário sobre o procedimento a ser realizado;
51. Iniciar a EENM;
52. Posicionar a órtese no punho;
53. Cronometrar o tempo total (20min) no eletroestimulador;
54. Colocar 5 a 10% no MISO;
55. Registrar todo o tempo de aplicação da EENM;
56. Faltando 1min. para terminar a EENM deve-se retirar a órtese e ajustar 60% no MISO
57. Ao final dos 20min. solicitar ao voluntário que realize uma CVM a 60% pelo máximo de tempo que suportar;
58. Salvar o sinal eletromiográfico;
59. Desligar os equipamentos;
60. Retirar os eletrodos dos voluntários;
61. Marcar um traço referente à aquisição no eletrodo flexível;
62. Desligar todos os equipamentos;
63. Retirar as tomadas do estabilizador;
64. Desligar o estabilizador da tomada;
65. Guardar todos os instrumentos utilizados;
66. Organizar o Laboratório de Biomecânica;
67. Cobrir todos os equipamentos.

## APÊNDICE H – REGISTRO DE CONTROLE DO PROJETO DE PESQUISA EM DOUTORAMENTO



# **ANEXOS**

---

## Características Técnicas

Estimulador Neuromuscular

Forma do Pulso: Bipolar Simétrico - Corrente Constante (Variações de impedância de carga de  $\pm 50\%$  não alteram significativamente os parâmetros de saída - Variação menor que 30%).

Corrente Máxima: 60 mA de pico com carga de 2 k $\Omega$

Duração do Pulso Positivo - 40  $\mu$ s a 3 ms

Frequência de Estimulação - 1 Hz a 4 Khz (verifique a tabela da pg.20 para informações detalhadas dos parâmetros disponíveis)

Parâmetros com tolerância máxima de incerteza de 15%

Alimentação: 115 a 127 V~ - 210 a 230 V~      Frequência: 60 Hz

Potência Máxima: 20 VA      Equipamento bivolts

Peso: 1,9 Kg      Medidas: 27 cm x 21 cm

**Classificação do produto segundo a norma NBR IEC 60601-1**

**Tipo de proteção contra choque elétrico: Equipamento de classe II**

**Grau de proteção contra choque elétrico: Parte aplicada de tipo BF**

**Grau de proteção contra penetração nociva de água: IPX1**

**Grau de segurança de aplicação na presença de uma mistura anestésica inflamável com ar, oxigênio ou óxido nitroso: não-adequado**

**Modo de Operação: Contínuo**

## Simbologia



Liga (Com a chave nessa posição o equipamento encontra-se ligado)



Desliga (Com a chave nessa posição o equipamento encontra-se desligado)



Terminal de Aterramento Funcional



Corrente Alternada (AC)



Equipamento com parte aplicada Tipo BF



Equipamento de Classe II



Atenção (Consulte o Manual de Operação)

IPX1

Protegido contra gotejamento de água



Este lado para cima



A embalagem não pode tomar chuva



Empilhamento máximo



Indica a temperatura para transporte, armazenagem e manuseio da embalagem



Frágil

## ANEXO B – Informações técnicas do manual do EMG-16

*EMG 16 User Manual*



### **11. TECHNICAL CHARACTERISTICS**

<i>Risk class:</i>	IIa in compliance with the standard 93/42/CEE.
<i>Insulation class:</i>	BF type applied part, in compliance with the European standard EN 60601-1.
<i>Classification:</i>	- class I, about the protection from indirect contact. - IP20, about the of fluids and dust penetration; device not protected.
<i>Case:</i>	painted metallic case.
<i>Power supply:</i>	voltage from 90Vac to 260Vac $\pm$ 10%, frequency from 47 to 400Hz.
<i>Consumption:</i>	50 W.
<i>Limitations:</i>	the device is not suitable for use in high oxygen concentration ambient and/or flammable fluids and/or gases; do not use with electro surgery or short wave/microwave therapy equipment.
<i>Working conditions:</i>	device suitable for continuative work.
<i>Protections:</i>	2 x 2,5A fuses.
<i>Input channels:</i>	16 independent, 1 auxiliary channel for force/torque detection.
<i>Amplifier:</i>	Maximum input range: 20 mV <sub>PP</sub> with gain = 100 Bandwidth: 10 ÷ 500 Hz Total noise (RTI) < 0.7 $\mu$ V <sub>RMS</sub> (differential) < 1.0 $\mu$ V <sub>RMS</sub> (monopolar) Selectable gain 100, 200, 500; 1000, 2000, 5000; 10000, 20000, 50000 Input impedance > 90 M $\Omega$ on the entire bandwidth CMRR > 96 dB (103 dB typical) Crosstalk between channels < -75 dB (monopolar and differential) Insulation voltage 4000 V <sub>DC</sub>
<i>Visualization:</i>	graphic LCD 128x64 pixel display.
<i>Commands:</i>	5 keys keyboard protected by polycarbonate membrane.
<i>Dimensions:</i>	350 x 271 x 98 mm
<i>Weight:</i>	3 Kg.
<i>Maintenance and storage:</i>	refer to the section 10. <i>EMG16 MAINTENANCE AND STORAGE</i>



Manufactured in compliance with the European standard 93/42/CEE about medical instrumentation.