



Universidade de Brasília

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB
FACULDADE DE MEDICINA – FM
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS MÉDICAS**

**O EFEITO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR
NO RECRUTAMENTO DAS UNIDADES MOTORAS NO
MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL.**

LEINA ADRIANA BARBOSA PIMENTA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM CIÊNCIAS MÉDICAS

BRASÍLIA – DF

ABRIL / 2010

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB
FACULDADE DE MEDICINA – FM
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS MÉDICAS**

**O EFEITO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR
NO RECRUTAMENTO DAS UNIDADES MOTORAS NO
MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL.**

LEINA ADRIANA BARBOSA PIMENTA

**ORIENTADOR: PhD. ADSON FERREIRA DA ROCHA
CO-ORIENTADOR: Dr. MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM CIÊNCIAS MÉDICAS

**BRASÍLIA – DF
ABRIL / 2010**

LEINA ADRIANA BARBOSA PIMENTA

**O EFEITO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR
NO RECRUTAMENTO DAS UNIDADES MOTORAS NO
MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL.**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA
FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE
BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE
MESTRE EM CIÊNCIAS MÉDICAS.**

ORIENTADOR: PhD. ADSON FERREIRA DA ROCHA

CO-ORIENTADOR: Dr. MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE

BRASÍLIA – DF

ABRIL / 2010

FICHA CATALOGRÁFICA

PIMENTA, LEINA ADRIANA BARBOSA

O efeito da estimulação elétrica neuromuscular no recrutamento das unidades motoras no músculo bíceps braquial. [Distrito Federal] 2010.

208 p., 210 x 297 mm (FM/UnB, Mestre, Ciências Médicas, 2010).

Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Medicina.

Departamento de Ciências Médicas.

1. Estimulação Elétrica Neuromuscular
3. Recrutamento das Unidades Motoras

2. Eletromiografia de Superfície
4. Estrutura Muscular

I. FM/UnB

II. Título (série)

Referência Bibliográfica

PIMENTA, L. A. B. (2010). O efeito da estimulação elétrica neuromuscular no recrutamento das unidades motoras no músculo bíceps braquial. Dissertação de Mestrado em Ciências Médicas, publicação PPGFM. Departamento de Ciências Médicas, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 208 p.

Cessão de Direitos

Autor: Leina Adriana Barbosa Pimenta.

Título: O efeito da estimulação elétrica neuromuscular no recrutamento das unidades motoras no músculo bíceps braquial.

Grau: Mestrado.

Ano: 2010.

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Leina Adriana Barbosa Pimenta.

QNL 07 Conjunto G Casa 06.

Taguatinga – 72150-707.

Distrito Federal, Brasil.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Leina Adriana Barbosa Pimenta

O EFEITO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR NO RECRUTAMENTO DAS UNIDADES MOTORAS NO MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL.

Dissertação de mestrado submetida ao Departamento de Ciências Médicas da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências Médicas.

Brasília, 2010.

Aprovado por:

Prof. PhD. Adson Ferreira da Rocha (ENE/FGA) – Orientador

Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade (ENE/FGA) – Co-Orientador

Prof. PhD. Joaquim Pereira Brasil Neto (FM/UNB) – Examinador Interno

Prof. Dr. Jake Carvalho do Carmo (FEF/UNB) – Examinador Externo

Prof. Dr. Wilson Henrique Veneziano (CIC/UNB) – Examinador Suplente

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Antônio Edson Pimenta e Maria de Fátima Pimenta.

Ao meu irmão Leirson Carlos Barbosa Pimenta.

Ao meu sobrinho Miguel de Oliveira Barbosa Pimenta.

Deficiências

Mário Quintana

“Deficiente” é aquele que não consegue modificar sua vida, aceitando as imposições de outras pessoas ou da sociedade em que vive, sem ter consciência de que é dono do seu destino.

“Louco” é quem não procura ser feliz com o que possui.

“Cego” é aquele que não vê seu próximo morrer de frio, de fome, de miséria e só tem olhos para seus míseros problemas e pequenas dores.

“Surdo” é aquele que não tem tempo de ouvir um desabafo de um amigo, ou o apelo de um irmão, pois está sempre apressado para o trabalho e quer garantir seus tostões no fim do mês.

“Mudo” é aquele que não consegue falar o que sente e se esconde por trás da máscara da hipocrisia.

“Paralítico” é quem não consegue andar na direção daqueles que precisam de sua ajuda.

“Diabético” é quem não consegue ser doce.

“Anão” é quem não sabe deixar o amor crescer.

E, finalmente, a pior das deficiências é ser miserável, pois “Miseráveis” são todos que não conseguem falar com Deus.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ter me dado a vida e sempre guiar meus passos.

Agradeço ao meu orientador, professor Adson Ferreira da Rocha, por ter acreditado em mim, pela sua grande paciência e generosidade.

Agradeço ao meu co-orientador, professor Marcelino Monteiro de Andrade, pelo apoio, carinho, paciência, dedicação, sabedoria, amizade e confiança. Obrigada por ter me estimulado a amadurecer no “mundo” da ciência.

Agradeço aos professores Wilson Henrique Veneziano e Jake Carvalho do Carmo pela contribuição e aprendizagem.

Agradeço a professora e colega de profissão, Kênia Fonseca Pires, pelo carinho, paciência, compreensão, dedicação e perseverança.

Agradeço aos membros da banca prof. Joaquim Pereira Brasil Neto, prof. Jake Carvalho do Carmo e prof. Wilson Henrique Veneziano por terem aceitado o convite.

Agradeço ao meu pai, a minha mãe, ao meu irmão, a minha cunhada, aos meus sobrinhos, a minha avó, aos meus tios, as minhas tias, aos meus primos e as minhas primas pelo incentivo e o carinho atribuído.

Agradeço a toda a minha família: Barbosa e Pimenta.

Agradeço ao Valmy Júnior pelo apoio, dedicação, amor e carinho.

Agradeço aos meus grandes amigos e amigas por sempre me apoiarem e compreenderem o meu “sumiço” durante essa jornada.

Agradeço a todos os voluntários pela contribuição de forma calorosa para a realização deste trabalho.

Agradeço aos funcionários da Faculdade de Medicina, da Faculdade de Educação Física e da Faculdade de Engenharia da Universidade de Brasília.

Agradeço aos colegas do programa de pós-graduação em Ciências Médicas, em especial, o César Augustus, o Juarez Castelar e o Leonardo Duraes.

Agradeço a todas as pessoas que de alguma forma passaram no meu caminho durante esse período.

RESUMO

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. Este recurso compreende o uso de corrente elétrica para ativar o músculo esquelético e para facilitar a contração através da estimulação dos ramos intramusculares dos motoneurônios. A eletromiografia de superfície (EMG-S) é um método que permite o registro da atividade elétrica muscular por meio de eletrodos que funcionam como um dispositivo de interface entre um sistema de registros e o tecido muscular. O objetivo deste trabalho foi analisar o efeito agudo da atividade muscular do músculo bíceps braquial submetido à EENM com a orientação de revelar possíveis alterações no percentual de recrutamento das unidades motoras por meio dos operadores eletromiográficos RMS e FPMd. A amostra foi composta por 13 homens saudáveis e dividida em dois grupos: - controle: realizou apenas a contração isométrica voluntária a 60% e - experimental: realizou a EENM de baixa frequência e logo em seguida a contração isométrica voluntária a 60%. Para verificar a normalidade dos dados foi aplicado o teste de *Shapiro-Wilk* e diante do comportamento não-gaussiano aplicou-se o teste de *Wilcoxon* pareado entre os grupos controle e experimental nos dados relativos aos valores médios das variáveis RMS e FPMd. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa para os valores médios das variáveis RMS e FPMd, entretanto, no grupo experimental o valor médio da variável RMS apresentou um aumento elevado na dispersão do desvio-padrão. Os dados encontrados ressaltaram que as unidades motoras recrutadas durante a EENM assumem um padrão não-seletivo com sincronismo temporal em vez de um padrão reverso na ordem de recrutamento das unidades motoras. Ainda o valor médio da variável RMS do grupo experimental permitiu identificar uma perturbação na amplitude e no comportamento dos sinais eletromiográficos com um aumento descritivo na dispersão do desvio-padrão.

Palavras-Chave: estimulação elétrica neuromuscular, eletromiografia de superfície, recrutamento das unidades motoras.

ABSTRACT

Neuromuscular electrical stimulation (NMES) by means of skin electrodes is a therapeutic procedure non-invasive and clinically very useful for physiotherapy treatment. This feature includes the use of electrical current to activate skeletal muscle and facilitate contraction by stimulation of the intramuscular branches of motor neurons. Surface electromyography (S-EMG) is a method that allows the recording of muscle electrical activity through electrodes that act as an interface device between a system of records and muscle tissue. The aim of this study was to examine the acute effect of muscle activity of the biceps brachial with NMES submitted to the orientations to reveal possible changes in recruitment perceptual of motor units by means of operators electromyography RMS and MPF. The sample consisted of 13 healthy men divided into two groups – control: using only voluntary isometric contraction at 60% and – experiment: using low-frequency NMES and soon after the voluntary isometric contraction at 60%. To check the normality of data was applied the Shapiro-Wilk and before the non-gaussian behavior we applied the paired Wilcoxon test between control and experimental groups the data on variables mean of the RMS and MPF. The result showed no statistically significant difference for the mean values of RMS and MPF, however, the experimental group the average value of the variable RMS showed an increase in dispersion and a high standard deviation. Our data is stressed that the motor units recruited during NMES assume a standard non-selective with timing rather than a temporal pattern in reverse order of recruitment of motor units and the average RMS of the variable in the experimental group identified a disturbance in the amplitude and the behavior of electromyography signals with an increase in describing the dispersion and standard deviation.

Keywords: neuromuscular electrical stimulation, surface electromyography, recruitment of motor units.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 2.1: O endomísio cobre as fibras individuais. O perimísio circunda grupos de fibras denominadas de fascículos. O epmísio envolve todo o músculo em uma bainha de tecido conjuntivo. O sarcolema cobre a superfície de cada fibra muscular.....28
- Figura 2.2: Vista detalhada de um sarcômero, incluindo as proteínas.....30
- Figura 2.3: Detalhes dos filamentos protéicos espessos e finos, incluindo tropomiosina, complexo de troponina e a ponte M.....31
- Figura 2.4: A complexa rede de canais longitudinais.....32
- Figura 2.5: Músculo esquelético.....35
- Figura 2.6: Classificação dos músculos esqueléticos de acordo com o formato da fibra.....36
- Figura 2.7: Estruturas neurais necessárias para a produção de movimentos normais....40
- Figura 2.8: A) a unidade motora representa um motoneurônio α e as fibras que inerva. B) o conjunto de neurônios motores representa todos os motoneurônios α que inervam um único músculo.....42
- Figura 2.9: O neurônio motor α consiste em um corpo celular, axônio e dendritos.....43
- Figura 2.10: Característica de velocidade, força e fadiga das unidades motoras. Os motoneurônios “fásicos” são acionados rapidamente com sequencias curtas; os motoneurônios “tônicos” são acionados de forma lenta, porém continuamente.....44
- Figura 2.11: Organização estrutural do fuso muscular.....46
- Figura 2.12: Reflexo extensor fásico. A extensão rápida de um músculo, evocada por uma pancada no tendão do músculo, estimula os aferentes Ia do fuso muscular. A atividade dos aferentes Ia causa a excitação monossináptica dos neurônios motores alfa ao músculo distendido, ocasionando a contração abrupta das fibras musculares.....48
- Figura 2.13: O potencial de membrana em repouso é medido comparando-se a diferença elétrica entre o interior e o exterior da membrana celular. Em repouso o interior da membrana celular é aproximadamente -70mV mais negativo que o exterior da membrana celular. O potencial de membrana em repouso é mantido pela difusão passiva de íons através da membrana celular e o transporte ativo de Na^+ e K^+ por bombas de Na^+-K^+ 50
- Figura 2.14: Potencial de ação. A) o potencial de membrana em repouso as célula é de aproximadamente -70mV e os canais de membrana estão fechados; B) o desencadeamento do potencial de ação começa pela abertura dos canais de

Na⁺ sensíveis à voltagem e um influxo rápido de Na⁺, fazendo a membrana celular tornar-se menos negativa (despolarizada); C) o fechamento dos canais Na⁺ e a abertura dos canais K⁺ causam, então, uma reversão do potencial de membrana. Finalmente, uma breve hiperpolarização da membrana faz com que o potencial se torne mais negativo que o potencial em repouso; D) a membrana celular retorna ao potencial em repouso com o fechamento de todos os canais de membrana.....52

Figura 2.15: Microanatomia da junção neuromuscular, incluindo detalhes da área de contato pré-sináptica e pós-sináptica entre o neurônio motor e a fibra muscular que inerva.....54

Figura 2.16: Um potencial de ação desencadeia uma contração muscular. Quando um potencial de ação despolariza o sarcolema, a despolarização se dissemina aos túbulos T. isso faz o retículo sarcoplasmático liberar Ca²⁺ no sarcoplasma. O Ca²⁺ se fixa à troponina e a tropomiosina se move, expondo os locais de ligação na actina. A miosina se fixa na actina.....55

Figura 2.17: Figura esquemática dos principais eventos na contração e no relaxamento do músculo.....57

Figura 2.18: Interação entre os filamentos de actina-miosina, Ca²⁺ e ATP no músculo relaxado e encurtado. No estado relaxado, troponina e tropomiosina interagem com actina, impedindo a acoplagem da ponte cruzada de miosina com actina. Durante a contração muscular, a ponte cruzada acopla-se com a actina, por causa da ligação de Ca²⁺ com troponina-tropomiosina.....59

Figura 2.19: Rearranjo estrutural dos filamentos de actina e miosina em repouso e durante o encurtamento muscular.....60

Figura 2.20: A) a actina e a miosina estão dissociadas (ausência de ligações actina-miosina); B) ligações fortes entre actina e miosina. Quando é formada uma ligação forte, as cabeças miosínicas giram, aproximando mais a actina. Essa contração ativa encurta o sarcômero; C) ligações fracas entre actina e miosina. A actina e a miosina estão unidas, mas o comprimento do sarcômero não se alterou porque as cabeças miosínicas não giraram.....61

Figura 2.21: Diferenças fisiológicas entre a contração muscular voluntária e a contração muscular elicitada pela EENM.....64

Figura 2.22: Resposta do músculo esquelético humano a diferentes frequências de estimulação.....65

Figura 2.23: Relação entre a duração da fase e a amplitude da corrente de pico como determinantes da excitação nervosa periférica (a chamada curva i/t).....66

Figura 2.24: Posição anatômica do músculo bíceps braquial, suas cabeças curta e longa e o nervo musculocutâneo.....67

Figura 2.25: Teste muscular manual do bíceps braquial.....68

Figura 2.26: Luigi Galvani apresentou o primeiro relato sobre as propriedades elétricas dos músculos e nervos no final do século XVIII.....	70
Figura 2.27: Osciloscópio de raios catódicos.....	71
Figura 2.28: Estimuladores clínicos são projetados como estimuladores de corrente constante ou de voltagem constante.....	74
Figura 2.29: Representação dos três tipos de corrente elétrica: contínua, alternada e pulsada.....	75
Figura 2.30: Formas diferentes de onda.....	77
Figura 2.31: Fase da corrente.....	77
Figura 2.32: Amplitude de pico da corrente.....	78
Figura 2.33: Relações entre a frequência de pulso e a duração de fase de ondas sinusóides liberadas de forma contínua. A letra A representa a duração da fase e a letra B a duração do pulso.....	78
Figura 2.34: A) tempo da fase; B) tempo do pulso; C) tempo do intervalo interpulso...79	79
Figura 2.35: Modo de corrente interrompida com rampa de subida e de descida.....	79
Figura 2.36: Frequência de repetição dos pulsos.....	80
Figura 2.37: Modulação da fase, frequência, duração e amplitude do pulso.....	80
Figura 2.38: Eletrodos não-adesivos (1) e auto-adesivos (2).....	83
Figura 2.39: Tipos de eletrodos utilizados na EENM. A) auto-adesivo; B) silicone-carbono; C) alumínio; D) chumbo.....	84
Figura 2.40: Componentes funcionais do estimulador.....	87
Figura 2.41: Equipamento DUALPEX 961.....	88
Figura 2.42: Representação do circuito de um estimulador conectado à impedância total-eletrodo.....	90
Figura 2.43: Galvanômetro criado por Luigi Galvani em 1790.....	96
Figura 2.44: Estudo de DuBois Reymond comprovando que o sinal elétrico poderia ser detectado em músculos humanos durante a contração muscular.....	96
Figura 2.45: Sinal eletromiográfico visualizado na década de 50.....	98

Figura 2.46: A eletromiografia de superfície é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica muscular.....	100
Figura 2.47: Medida dos potenciais de ação com eletrodos de superfície.....	101
Figura 2.48: Unidade motora composta pela medula espinhal, axônio, dendritos e junção neuromuscular. A atividade elétrica dos potenciais de ação das unidades motoras é mensurada pela eletromiografia.....	102
Figura 2.49: A amplitude e o espectro de frequência do sinal eletromiográfico de superfície pode ser afetado de acordo com a localização do eletrodo e da zona de inervação.....	103
Figura 2.50: Componentes importantes de um eletromiógrafo.....	104
Figura 2.51: Exemplo de sinal eletromiográfico com uma boa razão sinal/ruído (1), e com um sinal eletromiográfico ruidoso com baixa razão sinal/ruído (2).....	105
Figura 2.52: Gráfico representativo dos componentes do sinal eletromiográfico de superfície bruto (gráfico 1) e o mesmo sinal tratado com um filtro do tipo <i>Butterworth</i> (gráfico 2).....	106
Figura 2.53: Gráfico representativo do sinal eletromiográfico bruto, retificado e com o envoltório linear.....	108
Figura 2.54: Gráfico representativo do sinal eletromiográfico bruto, RMS e integrado.....	108
Figura 2.55: Diagrama esquemático de fatores que afetam o sinal eletromiográfico por meio da eletromiografia de superfície.....	110
Figura 2.56: A) eletrodos monopolar; B) eletrodos bipolar; C) arranjos lineares de eletrodos.....	113
Figura 2.57: Representação esquemática da detecção do sinal eletromiográfico pelos arranjos lineares de eletrodos. A) Representação esquemática do arranjo linear de eletrodo; B) Sinal eletromiográfico típico do músculo bíceps braquial; C) Localização da zona de inervação.....	114
Figura 2.58: Comparação entre o eletrodo bipolar (sinal diferencial simples) e o arranjo linear de eletrodo (sinal diferencial duplo). O sinal eletromiográfico é representado por “mi”, onde $i=1,2,3$ e “n” representa o ruído.....	115
Figura 2.59: Demonstração da configuração diferencial dupla por meio do arranjo linear.....	116
Figura 2.60: Arranjo linear de eletrodo com configuração diferencial dupla. A Figura demonstra os potenciais propagantes no bíceps braquial (flexão de cotovelo a 90°, arranjo linear de 8 eletrodos de prata de 10 mm de comprimento e 1	

mm de diâmetro, distância intereletrodica de 10 mm, em configuração bipolar). As linhas pontilhadas ilustram a propagação dos potenciais de ação das unidades motoras. A zona de inervação está na região do canal de número 4.....	116
Figura 2.61: Um eletromiograma e seus componentes de PAUM.....	117
Figura 2.62: Eletromiógrafo EMG-16.....	119
Figura 2.63: Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II.....	120
Figura 3.1: Aparelho Eletromiógrafo EMG-16.....	124
Figura 3.2: Aparelho Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II.....	125
Figura 3.3: Aparelho Dualpex 961.....	125
Figura 3.4: Placa conversora analógica-digital de aquisição de dados PCMCIA.....	126
Figura 3.5: Bancada experimental.....	127
Figura 3.6: Posicionamento do voluntário.....	128
Figura 3.7: Arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco).....	129
Figura 3.8: Posicionamento do arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco) no bíceps braquial cabeça curta.....	129
Figura 3.9: Delimitação do direcionamento das fibras musculares, zona de inervação e a melhor região de aquisição do sinal eletromiográfico de superfície.....	131
Figura 3.10: Ilustração do mapeamento da zona de inervação e de tendão. A zona de tendão se mostra no canal 1 e 2, a zona de inervação se mostra no canal 9 onde existe uma inversão no sentido de propagação do sinal eletromiográfico de superfície e a zona para aquisição do sinal eletromiográfico de superfície se encontra a partir do canal 10.....	132
Figura 3.11: Posicionamento do arranjo linear de eletrodos flexível de 8 canais e colocação de gel condutor no orifício de cada eletrodo do arranjo linear flexível.....	133
Figura 3.12: Exemplo do sinal eletromiográfico de superfície adquirido com o arranjo linear de eletrodos flexível a 30% da CIVM.....	134
Figura 3.13: Sinal de torque da CIV a 60% (em azul). As linhas vermelhas mostram os limites de 5% superior e inferior permitidos para a variação.....	135
Figura 3.14: Representação gráfica da ordem de recrutamento das unidades motoras durante a contração voluntária.....	136

Figura 3.15: Ajuste da intensidade inicial da EENM para que o membro superior atingisse 120° de flexão do cotovelo.....	137
Figura 3.16: 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.....	138
Figura 3.17: Sinal de torque da EENM em torno de 5 a 10% da CIVM e da CIV a 60% (em azul). As linhas vermelhas mostram os limites de 5% superior e inferior permitidos para a variação.....	140
Figura 3.18: Ilustração do preenchimento do <i>software</i> EMGAcq1_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de controle.....	141
Figura 3.19: 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.....	141
Figura 3.20: Ilustração do preenchimento do <i>software</i> EMGAcq1_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de triplete.....	142
Figura 3.21: Demonstração da formação de tripletas, coeficiente de correlação cruzada acima de 70% e valores aceitos para a velocidade de condução da fibra muscular.....	143
Figura 3.22: Ilustração do preenchimento do <i>software</i> EMGAcq1_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de aquisição a 60%.....	144
Figura 3.23: Ferramenta computacional interface.....	144
Figura 3.24: Demonstração de corte que resultou em um sinal EMG-S com partida no início da CIV a 60% e final na queda de 50% da força desenvolvida pelos voluntários.....	145
Figura 3.25: Exemplo de espectro do sinal de EMG-S no domínio do tempo capturado em cada um dos 8 canais diferenciais.....	146
Figura 3.26: Exemplo do espectro do sinal de EMG-S no domínio da frequência capturado em cada um dos 8 canais diferenciais.....	146
Figura 3.27: Exemplo do sinal de força.....	147
Figura 4.1: Gráficos dos 13 voluntários que compuseram o grupo controle. Nesses gráficos as siglas MD e SD referem-se respectivamente ao valor e ao desvio padrão do RMS e da FPMd.....	152
Figura 4.2: Gráficos dos 13 voluntários que compuseram o grupo experimental. Nesses gráficos as siglas MD e SD referem-se respectivamente ao valor e ao desvio padrão do RMS e da FPMd.....	160

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1: Valores referentes à programação da EENM. Fonte: Manual do equipamento modificado.....	139
Tabela 4.1: Descrição dos participantes cujos dados foram analisados.....	150
Tabela 4.2: Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para verificação da normalidade das variáveis presentes no grupo controle.....	150
Tabela 4.3: Teste de <i>Shapiro-Wilk</i> para verificação da normalidade das variáveis presentes no grupo experimental.....	151
Tabela 4.4: Variáveis extraídas do grupo controle.....	152
Tabela 4.5: Variáveis extraídas do grupo experimental.....	160
Tabela 4.6: Demonstração do teste de <i>Wilcoxon</i> aplicado nos valores médios das variáveis RMS e FPMd.....	168
Tabela 4.7: Valores médios e desvios-padrão para as variáveis RMS e FPMd para o grupo controle e experimental.....	168
Tabela 4.8: Comparação por meio da Análise Descritiva da Dispersão para os valores médios e desvios-padrão entre os grupos controle e experimental para as variáveis RMS e FPMd.....	168

LISTA DE QUADROS

Quadro 2.1: Esquema de classificação dos tipos de fibras dos músculos esqueléticos...	38
Quadro 2.2: Diferenciação quanto à terminologia utilizada na EENM.....	81
Quadro 2.3: Descrição dos eletrodos de superfície utilizados na EENM.....	86
Quadro 3.1: Equipamentos utilizados na pesquisa.....	123
Quadro 3.2: Materiais de consumo utilizados na pesquisa.....	124

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 4.1: Representação da Análise Descritiva da Dispersão tanto para o grupo controle como para o grupo experimental nos dados relativos às médias das variáveis Tempo, RMS e FPMd.....	169
---	-----

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 2.1: Transformada de <i>Fourier</i> para funções contínuas, que representa qualquer função integrável $f(t)$ como a soma de exponenciais complexas com frequência angular ω e amplitude complexa $F(\omega)$	109
Equação 3.1: RMS.....	148
Equação 3.2: FPMd.....	148

LISTA DE ABREVIACOES

- μA – microampere
 μs – microssegundo
ACh – acetilcolina
ANVISA – Agência Brasileira de Vigilância Sanitária
ATP – adenosinatrifosfato
 Ca^{2+} – cálcio
CIV – contração isométrica voluntária
CIVM – contração isométrica voluntária máxima
CVM – contração voluntária máxima
EENM – estimulação elétrica neuromuscular
EMG – eletromiografia
EMG-S – eletromiografia de superfície
FPMd – frequência de potência mediana
Hz – hertz
ISEK – *International Society of Electromyography and Kinesiology*
JNM – junção neuromuscular
 K^{+} – potássio
m/s – metro por segundo
mA – miliampere
ms – milissegundo
MUAP – *motor unit action potential*
MUAPT – *motor unit action potential train*
mV – milivolts
 Na^{+} – sódio
NBR – norma brasileira
Off – desligado
On – ligado
PAUM – potencial de ação da unidade motora
PPS – pulso por segundo
RMS – *root mean square* (raiz quadrática média)
SEMG-S – sinal eletromiográfico de superfície
SENIAM – *Surface EMG for Noninvasive Assessment of Muscles*

SNC – sistema nervoso central

TCLE – termo de consentimento livre e esclarecido

TPAUM – trem de potencial de ação da unidade motora

UM – unidade motora

Zi – impedância do sujeito

Zo – impedância do estimulador

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	24
2 – REVISÃO DA LITERATURA	27
2.1- Estrutura Muscular	27
<i>2.1.1- Fisiologia do Músculo Esquelético</i>	<i>27</i>
<i>2.1.2- Organização do Sistema Nervoso Central e da Unidade Motora</i>	<i>39</i>
<i>2.1.3- Potencial de Ação da Unidade Motora</i>	<i>48</i>
<i>2.1.4- Junção Neuromuscular</i>	<i>53</i>
<i>2.1.5- Fisiologia da Contração Muscular Voluntária</i>	<i>54</i>
<i>2.1.6- Fisiologia da Contração Muscular Induzida pela Estimulação Elétrica Neuromuscular</i>	<i>62</i>
<i>2.1.7- Anatomia e Biomecânica do Músculo Bíceps Braquial</i>	<i>66</i>
2.2- Estimulação Elétrica Neuromuscular	69
<i>2.2.1- Histórico da Estimulação Elétrica Neuromuscular</i>	<i>69</i>
<i>2.2.2- Preceitos da Estimulação Elétrica Neuromuscular</i>	<i>72</i>
<i>2.2.3- Eletrodos de Superfície</i>	<i>82</i>
<i>2.2.4 - Informações Gerais sobre a Segurança do Estimulador Elétrico Neuromuscular</i>	<i>87</i>
<i>2.2.5- Estimulação Elétrica Neuromuscular e o Padrão de Recrutamento das Unidades Motoras</i>	<i>90</i>
<i>2.2.6- Contradições quanto ao uso da Estimulação Elétrica Neuromuscular</i>	<i>94</i>
2.3- Eletromiografia de Superfície	95
<i>2.3.1- Histórico da Eletromiografia de Superfície</i>	<i>95</i>
<i>2.3.2- A Eletromiografia de Superfície</i>	<i>99</i>
<i>2.3.3- Aquisição de Sinais Eletromiográficos de Superfície</i>	<i>102</i>
<i>2.3.4- Análise do Sinal Eletromiográfico de Superfície</i>	<i>107</i>
<i>2.3.5- A Natureza do Sinal Eletromiográfico de Superfície</i>	<i>109</i>
<i>2.3.6- Eletrodos de Superfície</i>	<i>112</i>
<i>2.3.7- Vantagens e Desvantagens da Eletromiografia de Superfície</i>	<i>117</i>
<i>2.3.8- Eletromiógrafo EMG-16</i>	<i>118</i>
<i>2.3.9- Amplificador de Dois Canais Biomecânicos MISO II</i>	<i>119</i>
3- METODOLOGIA	121

3.1- Local da Pesquisa	121
3.2- Amostra	121
3.3- Materiais e Métodos	122
<i>3.3.1- Materiais</i>	<i>122</i>
<i>3.3.2- Procedimento Experimental</i>	<i>124</i>
<i>3.3.3- Grupo Controle e Grupo Experimental</i>	<i>134</i>
<i>3.3.4- Configuração do Estimulador Elétrico Neuromuscular e Registro de Força Muscular</i>	<i>138</i>
3.4- Avaliação da Qualidade do Sinal Eletromiográfico de Superfície	140
3.5- O Processamento dos Sinais Eletromiográficos de Superfície	144
3.6- As Técnicas de Processamento dos Sinais Eletromiográficos de Superfície	147
3.7- Análise Estatística	148
4- RESULTADOS	150
4.1 - Teste de Normalidade	150
4.2 - Avaliação Intra-Grupo	151
4.3 - Avaliação Entre-Grupo	167
5 – DISCUSSÃO	170
6 - CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	179
6.1 - Limitações da Pesquisa	179
6.2 - Trabalhos Futuros	180
7 - REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA	181
8 – APÊNDICE	189
9 – ANEXO	197

1-INTRODUÇÃO

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é considerada um grande atrativo em clínicas fisioterapêuticas devido às possibilidades de aplicações terapêuticas para o tratamento de hipotrofias, espasticidades, atrofia por denervação, prevenção do desuso, controle funcional em extremidades paralizadas e treinamento muscular em indivíduos saudáveis e atletas (CURRIER e MANN, 1983; PIERRE *et al.*, 1986; PARKER *et al.*, 1986). Este recurso é um procedimento terapêutico não-invasivo, aplicado na superfície da pele por meio de eletrodos cutâneos e desencadeador da atividade muscular (RUSHTON, 1997; GREGORY e BICKEL, 2005). Para os pesquisadores Selkowitz (1989), Pichon *et al.* (1995) e Nelson *et al.* (2003) a EENM é um método de ativação elétrica que inicia no sublimiar e transgride para o limiar sensitivo e motor despolarizando os ramos intramusculares dos motoneurônios e, assim, induzindo e facilitando a contração muscular.

É notório que a contração muscular desencadeada pela EENM é extremamente eficiente para a reabilitação muscular e para a prevenção de atrofia durante a imobilização (BINDER-MACLEOD e MCDERMOND, 1992; BOLHUIS *et al.*, 2001). Para Delitto e Snyder-Mackler (1990) e Nelson *et al.* (2003) quando a EENM é utilizada em um indivíduo com o sistema muscular íntegro pode ser evocado um potencial de ação no músculo ou fibra nervosa idêntico àqueles potenciais de ação gerados fisiologicamente e, assim, ocorre a contração muscular. Entretanto, o uso desta técnica para o recrutamento de unidades motoras e para a melhora do desempenho em músculos esqueléticos sadios é vertiginosamente contraditória (DELITTO e SNYDER-MACKLER, 1990; BRASILEIRO e VILAR, 1999; KITCHEN, 2003; RUSHTON, 2003). Para Hartsell (1986) e Delitto e Snyder-Mackler (1990) a aplicação da EENM para aumentar o recrutamento das unidades motoras e a resistência muscular é pouco significativa. Porém, Laughman *et al.* (1983) e Kramer *et al.* (1984) asseguram que a aplicação da EENM em músculos sadios é eficiente para a promoção do fortalecimento muscular devido o aumento seletivo do recrutamento das unidades motoras e na resistência das fibras musculares. Concomitantemente, utilizar ou não a EENM para aumentar e melhorar o percentual de recrutamento das unidades motoras, a força e a

performance muscular é um questionamento recorrente nas pesquisas científicas e na prática clínica.

As anuências nos experimentos demonstram que a maior limitação da EENM quando comparada com a contração voluntária é a queda precoce da força muscular devido à fadiga, seja nas estimulações de baixa e/ou média frequência (MOLINA *et al.*, 1997; MATSUNAGA *et al.*, 1999; GUIRRO e GUIRRO, 2002; MORITANI *et al.*, 2004). Binder-Macleod *et al.* (1997) e Laufer *et al.* (2001) ressaltaram altos níveis de fadiga muscular com a prática da EENM, determinando assim, uma limitação na efetividade clínica desse recurso. De acordo com Gregory e Bickel (2005), a EENM está relacionada ao recrutamento inicial de unidades motoras largas e rápidas, o que levaria ao aparecimento precoce da fadiga muscular quando comparada com a atividade voluntária. Apesar de ser relatado um maior nível de fadiga muscular na prática da EENM, alguns trabalhos (LAUGHMAN *et al.*, 1983; CURRIER e MANN, 1983; KRAMER *et al.*, 1984; HORTÓBAGYI *et al.*, 1992) documentam o uso desta em indivíduos saudáveis e atletas com o intuito de recrutar um maior número de unidades motoras e promover uma pré-ativação muscular mais eficaz que o pré-aquecimento com exercícios voluntários.

Diante dessas informações, profissionais da área da saúde e correlatas pesquisam sobre o percentual de ativação das unidades motoras e o consequente efeito da EENM na contração muscular. Buscando respostas para os vários questionamentos que rondam o uso da EENM e a alteração promovida por esta na estrutura muscular, sabe-se que, uma abordagem que vêm indicando resultados importantes na avaliação da atividade mioelétrica corresponde à análise eletromiográfica, em especial, a eletromiografia de superfície (EMG-S) (KNAFLITZ *et al.*, 1990; MERLETTI e PARKER, 2004).

A EMG-S é um método que permite o registro da atividade elétrica do músculo por meio de eletrodos, que funcionam como dispositivos de interface entre um sistema de registros e o tecido muscular do indivíduo (FARINA *et al.*, 2006). Essa abordagem dispõe de um método de coleta de sinais seguro e não-invasivo propiciando a quantificação da energia muscular (LIANZA, 1993). Para a captação do sinal eletromiográfico, os eletrodos que podem ser do tipo monopolar, bipolar ou de arranjos lineares, devem ser selecionados e colocados de maneira apropriada em um ponto correto do músculo (KNAFLITZ *et al.*, 1990; FARINA *et al.*, 2002 MERLETTI e PARKER, 2004).

A detecção dos sinais eletromiográficos de superfície durante as contrações elicítadas pela EENM vêm demonstrando progresso nas investigações não-invasivas do sistema neuromuscular. Farina *et al.* (2006), descreveram que as mudanças na atividade eletromiográfica são frequentemente usadas como indicadores fisiológicos para o recrutamento das unidades motoras. Segundo Crenshaw *et al.* (1997) e Merletti e Parker (2004) está bem documentado que durante as contrações isométricas submáximas sustentadas ocorre no sinal eletromiográfico, respectivamente, no domínio do tempo e da frequência - aumento da amplitude do operador *root mean square* (RMS) e queda na frequência de potencia mediana (FPMd). Contudo, durante as contrações promovidas pela EENM o sinal eletromiográfico se comporta de maneira diferente e diversificada, não sendo possível garantir o que ocorre e o que acontecerá com as variáveis eletromiográficas RMS e FPMd.

Na tentativa de aprimorar o uso da EMG-S e de desvendar e captar os potenciais mioelétricos em diferentes pontos ao longo da fibra muscular propôs-se os eletrodos denominados de arranjos lineares (MERLETTI *et al.*, 2003; MERLETTI e PARKER, 2004). Este sistema de arranjos lineares fornece informações sobre a localização da zona de inervação, identificação das propriedades geométricas e anatômicas das unidades motoras, utilidade no estudo do comportamento mioelétrico por meio da identificação dos operadores eletromiográficos RMS e FPMd, além de permitir a decomposição do sinal eletromiográfico para a identificação e classificação dos potenciais de ação das unidades motoras (MERLETTI e PARKER, 2004; FARINA *et al.*, 2006).

Embora haja literatura específica nessa área, as revisões sistemáticas revelam achados inconsistentes sobre quais efeitos podem ser produzidos com a EENM no recrutamento das unidades motoras e na atividade muscular, quais os parâmetros específicos para produzir esses efeitos e quais podem ser as consequências para o sistema neuro-músculo-esquelético. De acordo com a revisão bibliográfica realizada, existem convergências nos trabalhos científicos abordando a EENM utilizada na prática clínica fisioterápica e sua correlação com as alterações mioelétricas pela exploração do sinal eletromiográfico de superfície. Sendo assim, o trabalho em questão analisou o efeito agudo da atividade muscular do músculo bíceps braquial submetido à EENM com a orientação de revelar possíveis alterações no percentual de recrutamento das unidades motoras por meio dos operadores eletromiográficos RMS e FPMd.

2- REVISÃO DA LITERATURA

2.1- Estrutura Muscular

2.1.1- Fisiologia do Músculo Esquelético

O sistema muscular esquelético, que compõe o corpo humano, apresenta características excitáveis, contráteis, extensíveis e elásticos e realizam três funções importantes: (1) geração de força para a locomoção e para a respiração, (2) geração de força para a sustentação postural e (3) produção de calor durante períodos de exposição ao frio. Contudo, a função mais óbvia do músculo esquelético é a capacidade de um indivíduo se mover livremente e respirar (MCARDLE *et al.*, 2003).

Os músculos esqueléticos representam o tecido mais abundante do corpo e as forças musculares atuam sobre o sistema corporal por meio de alavancas ósseas que acarretam a movimentação de um ou mais ossos ao redor de seu eixo articular a fim de impulsionar um objeto, movimentar o próprio corpo ou realizar essas duas ações simultaneamente (WILMORE e COSTILL, 2001).

A excitabilidade e a contração dos músculos esqueléticos normalmente são geradas sob condições conscientes através de conexões com o sistema nervoso central por meio dos nervos sensitivos e motores, ao contrário do músculo cardíaco que, em condições normais, se contrai em resposta a estímulos gerados independentemente do nível de consciência do indivíduo (GUYTON e HALL, 1999).

A maioria dos músculos esqueléticos está fixada, direta ou indiretamente, nos ossos através de tendões, cartilagens, ligamentos ou fáscia, ou algumas combinações dessas estruturas. O músculo esquelético é composto por diversos tipos de tecido, entre eles estão as células musculares, os tecidos nervosos, os vasos sanguíneos e vários tipos de tecido conjuntivo. Os músculos são separados entre si e mantidos no lugar por um tecido conjuntivo denominado fáscia. A fáscia é dividida em três camadas, sendo que, a camada mais externa que envolve todo o músculo é denominada epimísio, a camada mais interna é chamada de endomísio e a camada média é denominada perimísio. O perimísio envolve feixes individuais de fibras musculares denominados de fascículos e,

cada fibra muscular de um fascículo é revestida pelo endomísio (MCARDLE *et al.*, 2003; POWERS, 2000). De acordo com a anatomia de Gray, o “arranjo” dos fascículos relaciona-se com a potência dos músculos. Aqueles com comparativamente poucos fascículos, estendendo-se pelo comprimento do músculo, têm uma amplitude de movimento maior, mais não têm muita potência (KENDALL *et al.*, 1995).

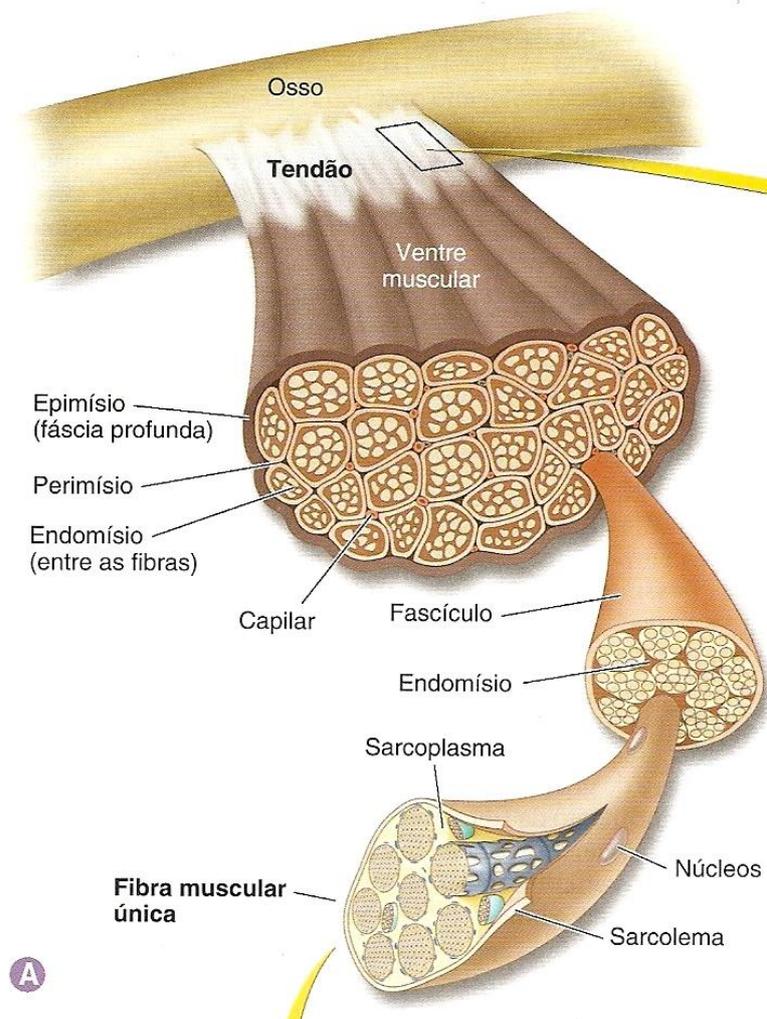


Figura 2.1: O endomísio cobre as fibras individuais. O perimísio circunda grupos de fibras denominadas de fascículos. O epimísio envolve todo o músculo em uma bainha de tecido conjuntivo. O sarcolema cobre a superfície de cada fibra muscular. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

Apesar de sua forma única, as células musculares apresentam muitas organelas e, ao contrário da maioria das outras células do corpo, as células musculares são multinucleadas, associadas ao tecido conjuntivo que transporta fibras nervosas e capilares e frequentemente chamadas de fibras musculares por apresentarem a forma de um cilindro fino e alongado. Essas fibras musculares produzem contrações que movimentam partes do corpo, incluindo os órgãos internos. A fibra muscular possui

uma composição química com cerca de 75% de água, 20% de proteínas e os 5% restantes são sais e outras substâncias como fosfato, uréia, lactato, cálcio, magnésio, fósforo, várias enzimas, íons sódio, potássio e cloro, aminoácidos, gorduras e carboidratos (GUYTON e HALL, 1999; MOORE e DALLEY, 2001; LIPPERT, 2003).

A membrana que envolve a fibra muscular é denominada sarcolema. O sarcolema é dividido em membrana plasmática e basal e corresponde a uma membrana fina e elástica que circunda o conteúdo celular da fibra. Entre a membrana basal e a plasmática existem as células tronco miogênicas conhecidas como células satélites, que funcionam no crescimento celular regenerativo, nas possíveis adaptações ao treinamento com exercícios e na recuperação após uma lesão. Abaixo do sarcolema encontra-se o sarcoplasma, o qual contém enzimas, partículas de gordura e glicogênio, mitocôndrias, proteínas celulares, organelas e miofibrilas (POWERS, 2000).

As miofibrilas são numerosas estruturas fusiformes que contêm as proteínas contráteis. Em geral, as miofibrilas são compostas por dois importantes filamentos protéicos: (1) filamentos espessos formados pela proteína miosina e (2) filamentos finos compostos, sobretudo pela proteína actina. Localizadas na própria molécula de actina existe duas outras proteínas, a troponina e a tropomiosina. Ambas possuem um importante papel na regulação do processo contrátil (POWERS, 2000; WILMORE e COSTILL, 2001; MCARDLE *et al.*, 2003). As miofibrilas ainda podem ser divididas em segmentos individuais denominados sarcômeros. Os sarcômeros são divididos entre si por uma fina camada de proteínas estruturais denominada linha Z e esta entidade constitui a unidade estrutural de uma fibra muscular. Os filamentos de miosina estão localizados especialmente na porção escura do sarcômero, denominada banda A, enquanto os filamentos de actina ocorrem principalmente na região clara do sarcômero, denominada banda I. No centro do sarcômero, existe uma porção do filamento de miosina sem sobreposição da actina denominada de zona H. Já a faixa M divide ao meio a porção central da zona H e consiste nas estruturas protéicas que apóiam o arranjo dos filamentos de miosina. Estes elementos são demonstrados nas Figuras 2.2 e 2.3 (POWERS, 2000; WILMORE e COSTILL, 2001).

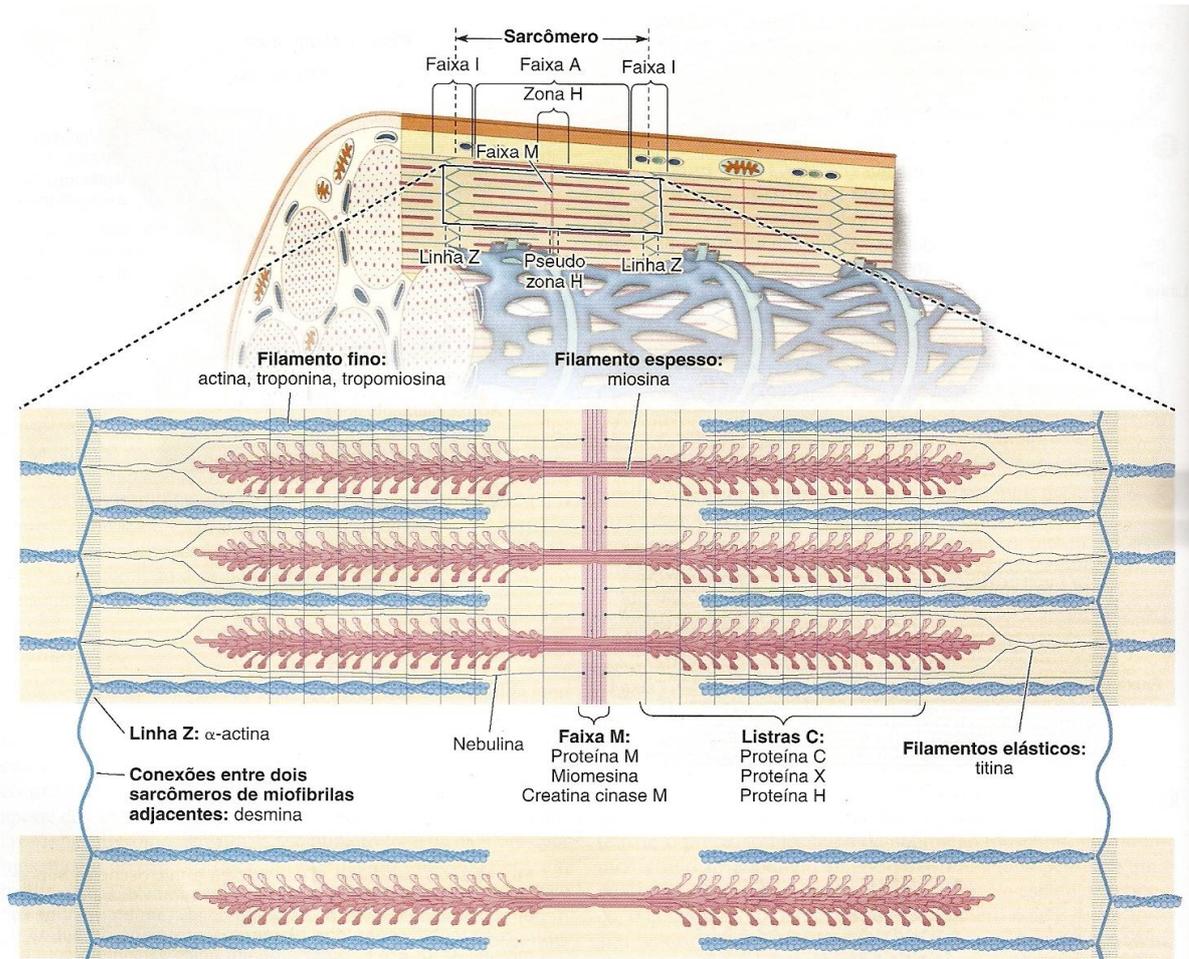


Figura 2.2: Vista detalhada de um sarcômero, incluindo as proteínas. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

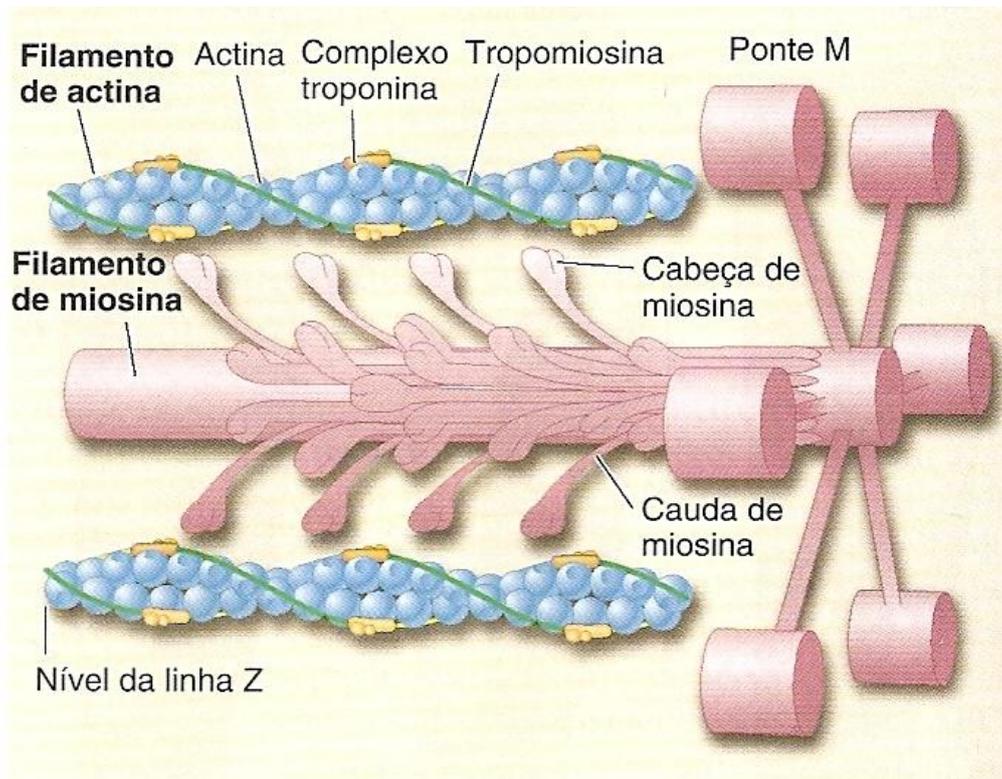


Figura 2.3: Detalhes dos filamentos proteicos espessos e finos, incluindo tropomiosina, complexo de troponina e a ponte M. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

No sarcoplasma muscular existe uma extensa rede de canais longitudinais membranosos que envolvem cada miofibrila e correm em paralelo a elas. Esses canais são denominados de retículo sarcoplasmático e contém as bombas de cálcio (Ca^{2+}), o qual é importante na contração muscular além de proporcionar integridade estrutural à fibra. Outro conjunto de canais membranosos presentes no sarcoplasma e responsáveis pela contração muscular são os túbulos transversos (túbulos T), que se estende para o interior do sarcolema e circundam completamente a fibra muscular. Esses túbulos T passam entre duas porções alargadas do retículo sarcoplasmático denominadas de vesículas que são responsáveis pelo armazenamento de Ca^{2+} (POWERS, 2000; WILMORE e COSTILL, 2001; MCARDLE *et al.*, 2003; LIPPERT, 2003). Esse sistema de retículo sarcoplasmático, túbulos T e vesículas funcionam como uma rede de microtransportes para propagar o potencial de ação da membrana externa da fibra para as regiões mais profundas das células.

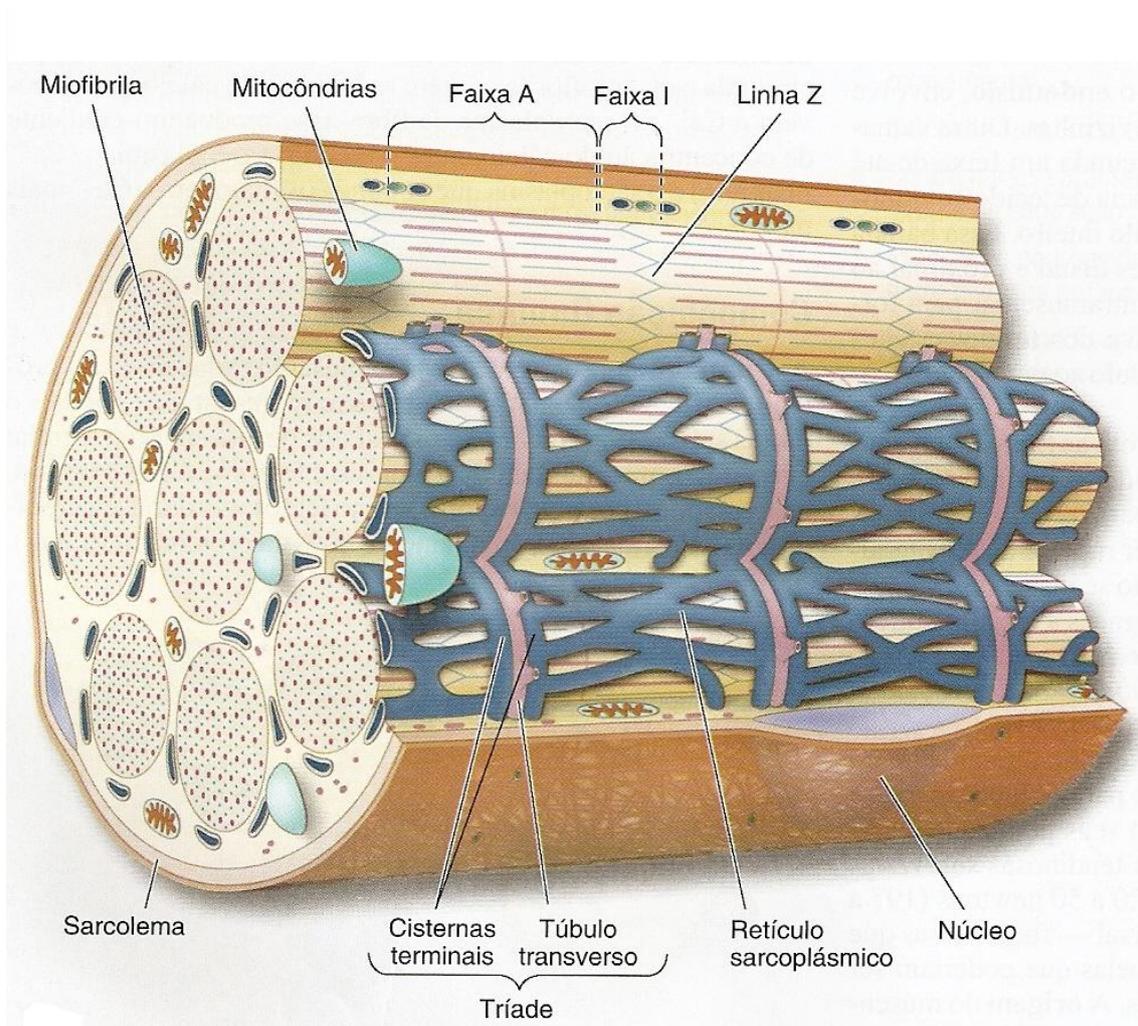


Figura 2.4: A complexa rede de canais longitudinais. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

Os níveis de organização do músculo esquelético podem ser divididos didaticamente em estrutura macroscópica e microscópica da seguinte forma:

Estrutura macroscópica:

- **Suprimento sanguíneo:** artérias e veias estão orientadas paralelas às fibras musculares e se dividem em numerosas arteríolas, vênulas e capilares para formar uma extensa rede dentro e ao redor do endomísio;
- **Tendão:** tecido conjuntivo denso e resistente que se funde e une as bainhas de tecido intramuscular afunilando nas extremidades distais e proximais do músculo para se conectar ao osso;
- **Epimísio:** fásia de tecido conjuntivo fibroso que circunda o músculo;
- **Endomísio:** fina camada de tecido conjuntivo que envolve e separa cada fibra muscular;

- Perímio: camada de tecido conjuntivo fibroso que circunda um feixe de até 150 fibras denominado de fascículo;
- Sarcolema: membrana plasmática fina e elástica que se encontra abaixo do endomísio envolvendo o conteúdo celular da fibra muscular. Essa membrana permite a condução da onda eletroquímica de despolarização sobre a superfície da fibra;
- Fibra muscular: é multinucleada, fina e alongada;
- Células satélites: células tronco miogênicas responsáveis pela regeneração celular. São conhecidas como mioblastos;
- Sarcoplasma: contém enzimas, partículas de gordura, glicogênio, núcleos que contém os genes, mitocôndrias e outras organelas especializadas;
- Retículo sarcoplasmático: extensa rede longitudinal de canais tubulares e vesículas. Esse sistema permite integridade estrutural à célula e a propagação da onda de despolarização a fim de desencadear a contração muscular. Esse retículo contém as bombas de Ca^{2+} permitindo assim, um gradiente de concentração do Ca^{2+} entre o retículo sarcoplasmático e o sarcoplasma;
- Túbulos transversos: se estendem para o interior do sarcolema e passam completamente pela fibra. Esses túbulos transversos passam entre duas porções alargadas do retículo sarcoplasmático denominadas de vesículas e são responsáveis pela propagação da onda de despolarização;
- Vesículas: vesícula no retículo sarcoplasmático que armazena Ca^{2+} ;

Estrutura microscópica:

- Miofibrilas: dispostas paralelamente ao eixo longo da fibra muscular. São numerosas estruturas fusiformes que contêm as proteínas contráteis actina, miosina, troponina, tropomiosina e dentre outras;
- Sarcômero: são as unidades funcionais dos músculos. As proteínas que dão estrutura ao sarcômero incluem a linha Z, a linha M e a tinina. Os miofilamentos de actina e miosina dentro do sarcômero contribuem principalmente para o processo de contração muscular;
- Actina: proteína envolvida na contração muscular formando os filamentos finos e ancorada em cada extremidade dos sarcômeros pela linha Z;

- Miosina: proteína envolvida na contração muscular formando os filamentos grossos localizados na região central do sarcômero. Os filamentos de miosina têm projeções especializadas designadas como pontes cruzadas;
- Troponina: proteína envolvida na contração muscular localizada ao longo dos filamentos de actina;
- Tropomiosina: proteína envolvida na contração muscular localizada ao longo dos filamentos de actina;
- Faixa I: faixa alternada clara de actina presente na estrutura do sarcômero;
- Faixa A: faixa alternada escura de miosina presente na estrutura do sarcômero;
- Linha Z: uma estrutura fibrosa em cada extremidade do sarcômero e divide ao meio a faixa I;
- Linha M: ancora as fibras no centro do sarcômero;
- Linha H: uma região com ausência de filamentos de actina presente no centro da faixa A;
- Tinina: uma grande proteína elástica que liga a linha Z à linha M;
- α -actina: proteína distribuída na região da faixa Z;
- β -actina: proteína encontrada nos filamentos de actina;
- Proteína M: proteína identificada na região das linhas M dentro do sarcômero;
- Proteína C: proteína que contribui para a integridade estrutural do sarcômero.

Um músculo esquelético possui uma porção média e extremidades; a porção média é carnosa, vermelha e recebe o nome de ventre muscular e a extremidade é branca e recebe o nome de tendão. No ventre muscular predominam as fibras musculares sendo, portanto, a parte ativa do músculo, isto é, a parte contrátil. Quando as extremidades são cilíndricas ou então em forma de fita, chamam-se tendões, entretanto, quando são laminares recebem a denominação de aponeuroses. Posto isso, para que os músculos possam exercer eficientemente um trabalho de tração ao se contrair, é necessário que eles estejam dentro de uma bainha elástica de contenção, papel executado pelas fâscias musculares. Outra função desempenhada pelas fâscias é permitir o fácil deslizamento dos músculos entre si (GUYTON e HALL, 1999; MOORE e DALLEY, 2001; LIPPERT, 2003).

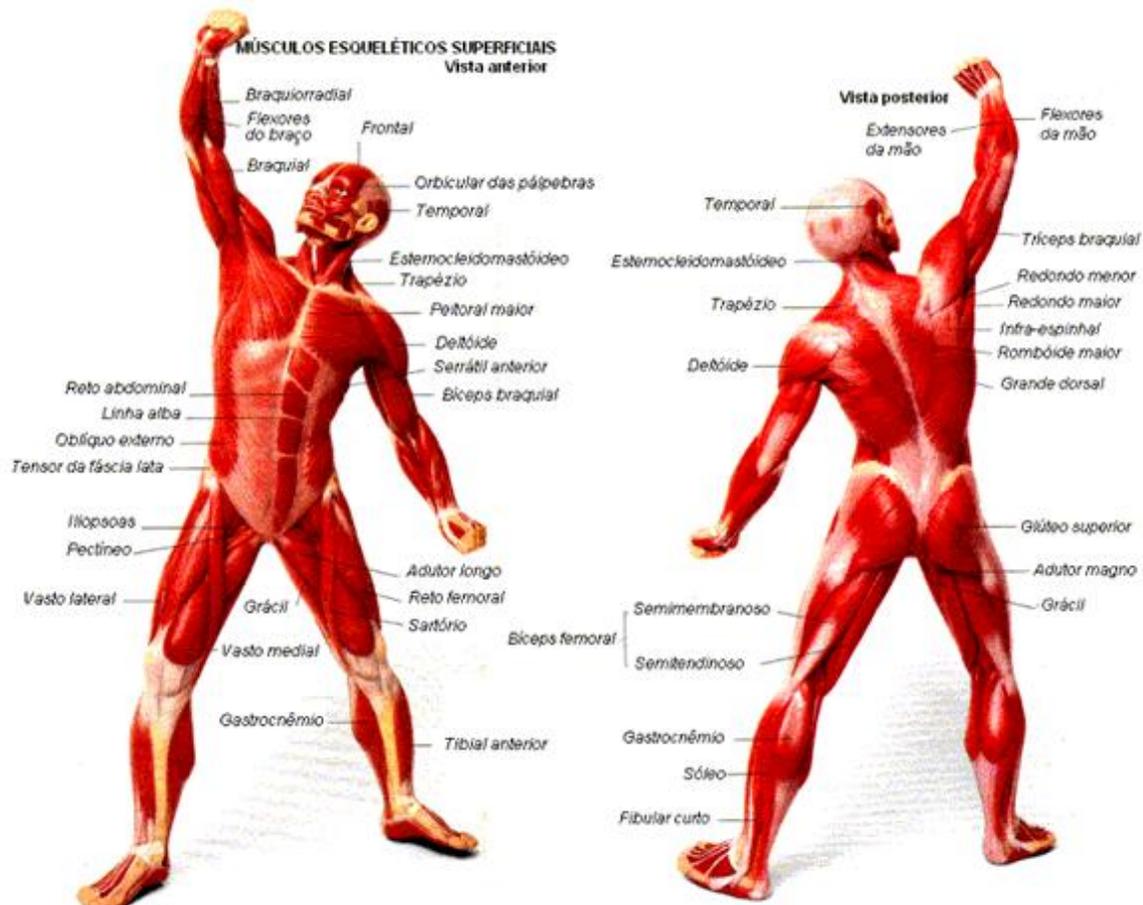


Figura 2.5: Músculo esquelético. Fonte: http://www.webciencia.com/11_28apare.gif.

Quando um músculo se contrai e diminui sua extensão uma de suas fixações normalmente permanece fixa e a outra se move. As fixações dos músculos são comumente descritas como origem e inserção; a origem é a extremidade proximal do músculo que permanece fixa durante a contração muscular e a inserção normalmente é a extremidade distal do músculo que é móvel (KENDALL *et al.*, 1995). O movimento, a função e a força de cada músculo dependem diretamente da sua forma e, dessa maneira, os músculos esqueléticos podem ser classificados de acordo com a sua forma em:

- músculo plano: com fibras paralelas frequentemente possuindo uma aponeurose;
- músculo peniforme: são em forma de pena no arranjo de seus fascículos e podem ser uni-,bi-, ou multipeniformes;
- músculo quadrado: possui quatro lados iguais;
- músculo circular ou esfíntérico: envolve uma abertura ou orifício do corpo;
- músculo fusiforme: é em forma de fuso com um ventre grosso e arredondado.

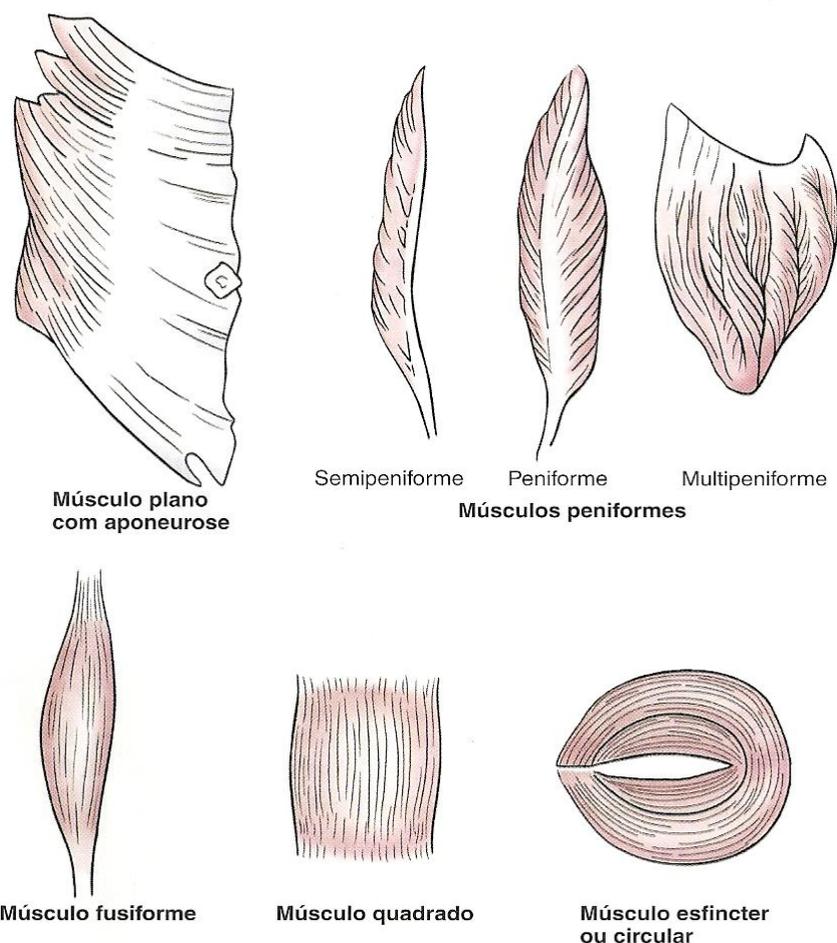


Figura 2.6: Classificação dos músculos esqueléticos de acordo com o formato da fibra. Fonte: Moore e Dalley, 2001.

Com relação aos tipos de fibras musculares, sabe-se que o músculo esquelético não contém apenas um grupo homogêneo de fibras com propriedades metabólicas e contráteis semelhantes. Apesar da discussão contínua acerca do método, da terminologia e dos critérios para classificar o músculo esquelético humano, os pesquisadores identificaram e classificaram dois tipos distintos de fibras de acordo com suas características contráteis e metabólicas: fibras musculares de contração rápida e lenta.

As fibras de contração rápida (também chamadas de tipo IIa e tipo IIb) exibem características como alta capacidade para a transmissão dos potenciais de ação, alta atividade de miosina ATPase, liberação e captação rápida de Ca^{2+} por um retículo sarcoplasmático eficiente e alta taxa de renovação das pontes cruzadas. Essas fibras possuem um sistema glicolítico, em curto prazo, bem desenvolvido para a transferência de energia. Todos esses fatores contribuem para a geração rápida de energia e isso explica por que a ativação dessas fibras predomina nas atividades de alta velocidade tipo anaeróbicas (GUYTON e HALL, 1999; POWERS, 2000; MCARDLE *et al.*, 2003).

As fibras de contração lenta (também chamadas de tipo I) exibem características como atividade relativamente lenta de miosina ATPase, menor capacidade de manipulação do Ca^{2+} e velocidade de encurtamento mais lenta, capacidade glicolítica menos desenvolvida que aquela das fibras de contração rápida e numerosas mitocôndrias relativamente grandes. Essas fibras possuem uma alta concentração de enzimas mitocondriais que tornam as fibras de contração lenta altamente resistente à fadiga e perfeitamente apropriada para o exercício aeróbico prolongado (GUYTON e HALL, 1999; POWERS, 2000; MCARDLE *et al.*, 2003).

Apesar de suas características diferentes, como descritas no Quadro 2.1, tanto as fibras do tipo I quanto as do tipo II contribuem durante o exercício aeróbico e anaeróbico para a contração muscular. Embora alguns grupos musculares sejam compostos predominantemente por fibras rápidas ou lentas, a maioria dos grupos musculares do corpo contém uma combinação semelhante de fibras lentas e rápidas (JOHNSON *et al.* 1973). A porcentagem dos tipos de fibras contidas nos músculos esqueléticos pode ser influenciada pela genética, pelos níveis hormonais no sangue e pelos hábitos de exercícios do indivíduo.

TIPOS DE FIBRA			
	CONTRAÇÃO RÁPIDA		CONTRAÇÃO LENTA
CARACTERÍSTICAS	TIPO IIb	TIPO IIa	TIPO I
Padrões de Atividade Elétrica	Fásicos; alta frequência	Fásicos; alta frequência	Tônicos; baixa frequência
Morfologia	Contração Rápida b	Contração Rápida a	Contração Lenta c
Cor	Branca	Branca/Vermelha	Vermelha
Diâmetro da fibra	Grande	Intermediário	Pequeno
Capilares/mm ²	Baixos	Intermediários	Altos
Volume mitocondrial	Baixo	Intermediário	Alto
Histoquímica e Bioquímica	Tipo IIb	Tipo IIa	Tipo I
	Rápida, Glicolítica	Rápida, Oxidativa, Glicolítica	Lenta, Oxidativa
Miosina ATPase	Alta	Alta	Baixa
Capacidade de manipular o cálcio	Alta	Média/Alta	Baixa
Capacidade glicolítica	Alta	Alta	Baixa
Capacidade oxidativa	Baixa	Média/Alta	Alta
Função e Contratilidade	Contração Rápida, Fadiga Rápida	Contração Rápida, mais Resistente à Fadiga	Contração Lenta
Velocidade de contração	Rápida	Rápida	Lenta
Velocidade de relaxamento	Rápida	Rápida	Lenta
Resistência à fadiga	Baixa	Moderada/Alta	Alta
Capacidade de gerar força	Alta	Intermediária	Baixa

Quadro 2.1: Esquema de classificação dos tipos de fibras dos músculos esqueléticos. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

No compasso das ações musculares diversas são as situações a ser observado, principalmente o tipo de contração muscular predominante. Os tipos de contrações musculares podem ser segregados em contrações isotônicas e isométricas. A contração isotônica ocorre quando o músculo realiza uma contração e promove uma movimentação no complexo articular. Esse tipo de contração é dividido 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. A contração isométrica consiste na contração muscular em que não se observa modificação no comprimento do músculo e nem movimentação articular (KENDALL *et al.*, 1995; POWERS, 2000; KAPANDJI, 2000; WILMORE e COSTILL, 2001).

2.1.2- Organização do Sistema Nervoso Central e da Unidade Motora

Conversar, caminhar, dançar – toda ação executada pelo homem necessita do sistema motor. O deslocamento é orquestrado pela ação coordenada das regiões periféricas, espinhal, do tronco encefálico, cerebelo e cérebro, moldado por um contexto específico e dirigido pelas intenções do executor. O movimento coordenado é resultado de um sistema neuromuscular complexo. O músculo esquelético é capaz de gerar tensões variadas e, de um modo muito simplificado, o movimento coordenado suave depende da questão prática de contrair os músculos requisitados na sequencia certa e no momento certo. Para a execução do movimento as informações sensoriais variam de acordo com a tarefa a ser realizada e são frequentemente usadas na preparação para o movimento (*feed-forward*), além de fornecer informações durante e após o movimento (*feedback*) (KANDEL *et al.*, 2000; LUNDY-EKMAN, 2004).

Existem uma variedade de receptores especializados localizados nos músculos, tendões, fásia e pele que providenciam informações para partes apropriadas do sistema nervoso central (SNC) referente ao estado de força e características do comprimento dos músculos (BINDER-MACLEOD e MCDERMOND, 1992). Para realizar uma atividade simples como pegar uma caneta ocorre uma sequencia de atividades neuronais que inicia com uma tomada de decisão na parte anterior do lobo frontal. A seguir, são ativadas as áreas de planejamento motor e depois os circuitos de controle. Os circuitos de controle, consistindo no cerebelo e nos núcleos da base, regulam a atividade nos tratos motores descendentes. Os tratos motores descendentes levam sinais a interneurônios espinhais e a neurônios motores inferiores. Os neurônios motores inferiores transmitem sinais diretamente aos músculos esqueléticos, ocasionando a contração das fibras musculares apropriadas para mover a mão e os dedos. A Figura 2.7

abaixo demonstra as estruturas neurais necessárias para a produção de movimentos normais.

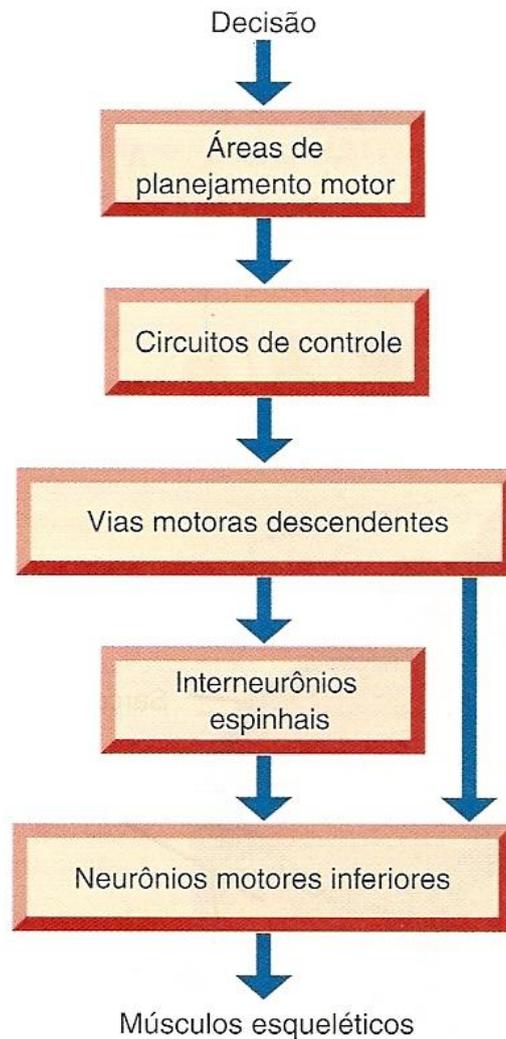


Figura 2.7: Estruturas neurais necessárias para a produção de movimentos normais. Fonte: Lundy-Ekman, 2004.

O controle normal dos movimentos exige a ativação das seguintes estruturas: músculos esqueléticos, neurônios motores inferiores, conexões da região espinhal, tratos descendentes, circuitos de controle e áreas de planejamento motor. Os neurônios motores são células que controlam a atividade dos músculos esqueléticos. Os neurônios cujos axônios seguem pelos tratos descendentes e comunicam com os neurônios motores inferiores na medula espinhal são denominados de neurônios motores superiores. Os neurônios motores inferiores inervam diretamente as fibras musculares esqueléticas. As interações entre os neurônios superiores e inferiores na região espinhal determinam as informações transmitidas aos músculos. Os tratos descendentes aportam

informações do encéfalo aos neurônios motores inferiores na medula espinhal ou no tronco encefálico. Esses tratos descendentes são classificados como tratos posturais, controlando a atividade muscular esquelética automática, e tratos de movimentos finos, controlando movimentos voluntários especializados. Os circuitos de controle são os núcleos da base e o cerebelo. Estes circuitos de controle ajustam à atividade nos tratos descendentes, ocasionando a excitação ou a inibição dos neurônios motores inferiores. Portanto, os circuitos de controle determinam parcialmente a contração muscular. Em todas as regiões do SNC, as informações sensoriais ajustam a atividade motora e por causa disso, a contribuição da sensação ao movimento vai ser coberta em cada seção motora (BINDER-MACLEOD e MCDERMOND, 1992; KANDEL *et al.*, 2000; LUNDY-EKMAN, 2004).

Corroboram com essas informações referentes aos circuitos de controle motor Merletti e Parker (2004), que descreveram que, o comando motor é direcionado ao córtex pré-motor na área motora suplementar. Os *inputs* oriundos destas áreas e do cerebelo e gânglios da base convergem para o córtex motor primário e excitam ou inibem vários neurônios no córtex motor primário. Os *outputs* das áreas supracitadas exercem influência poderosa nos interneurônios e nos motoneurônios do tronco cerebral e da medula espinhal por meio dos tratos corticoespinhais e dos motoneurônios α , promovendo assim o controle direto na atividade muscular. Os neurônios motores inferiores responsáveis pelo desencadeamento do movimento são divididos em: neurônios motores α e γ . Tanto os neurônios motores α como o γ têm o seu corpo celular no corno ventral da medula espinhal, entretanto, os neurônios motores α fazem projeções ao músculo esquelético extrafusar, enquanto os axônios dos neurônios motores γ fazem projeções às fibras intrafusais dos fusos musculares.

A menor unidade de movimento que um SNC pode controlar é uma unidade motora (UM). Essa unidade representa a unidade funcional do movimento e consistem em um motoneurônio α mielinizado (também conhecido como fibras nervosas tipo A) com seu axônio e dendritos, as placas motoras e as fibras musculares inervadas por ele (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001). Em geral, cada fibra muscular recebe influxo de um único neurônio, porém, o motoneurônio pode inervar muitas fibras musculares, pois a extremidade terminal de um neurônio possui numerosos ramos. Os motoneurônios α são as maiores células da substância cinzenta do corno ventral da medula espinhal e a sua atividade ou frequência de disparo depende de suas conexões

com impulsos aferentes dos músculos, articulações e pele, assim como de suas conexões com outras partes do SNC.

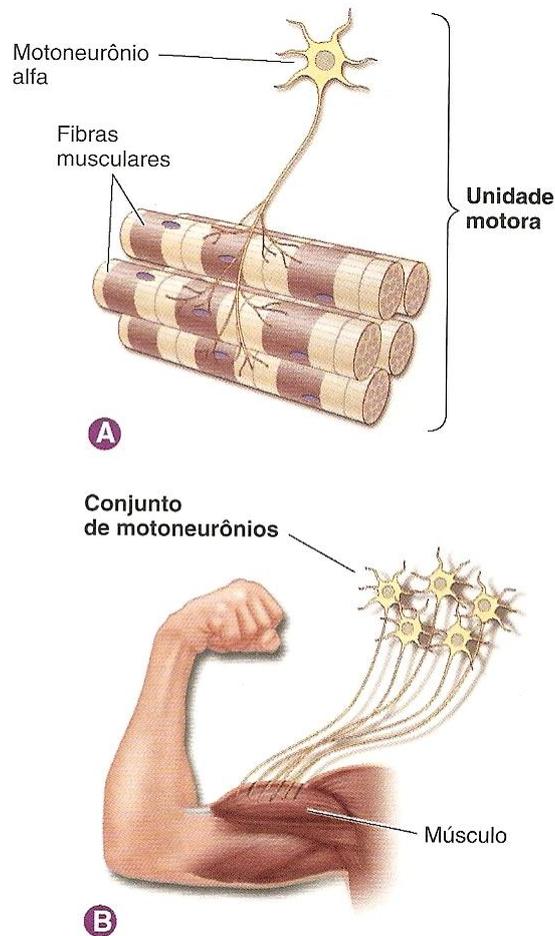


Figura 2.8: A) a unidade motora representa um motoneurônio α e as fibras que inerva. B) o conjunto de neurônios motores representa todos os motoneurônios α que inervam um único músculo. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

A atividade de uma UM depende da convergência das informações de sensores periféricos, conexões espinhais e tratos descendentes para o corpo celular e dendritos do neurônio motor α . A Figura 2.9 abaixo 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 fibra muscular que contém unidades motoras do mesmo tipo histoquímico (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001).

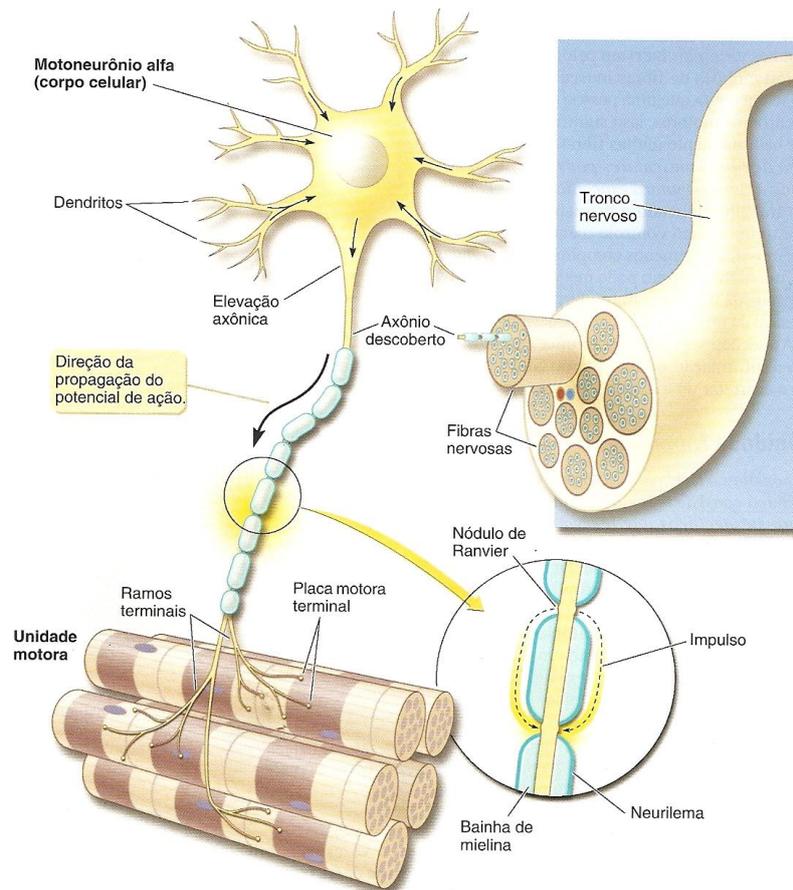


Figura 2.9: O neurônio motor α consiste em um corpo celular, axônio e dendritos. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

As UMs são classificadas como de contração lenta ou contração rápida, dependendo da rapidez da contração muscular em resposta a um estímulo. O neurônio que inerva o músculo determina as características de contração das fibras musculares, ou seja, neurônios motores α de diâmetro menor e condução mais lenta inervam as fibras musculares de contração lenta; neurônios motores α de diâmetro maior e condução mais rápida inervam as fibras musculares de contração rápida.

As fibras musculares de contração lenta tendem a constituir a maioria das fibras musculares em músculos posturais ao passo que as fibras musculares de contração rápida promovem movimentos rápidos e vigorosos. Em muitos movimentos as fibras musculares de contração lenta são ativadas primeiro porque os pequenos corpos celulares dos neurônios motores α de condução lenta se despolarizam antes dos corpos celulares dos neurônios motores α de maior tamanho. As fibras musculares de contração lenta tipicamente continuam a contribuir durante ações mais rápidas enquanto são recrutadas as unidades de contração rápida. Essa ordem de recrutamento dos neurônios

motores α menores para os maiores é denominada de princípio do tamanho (KOBETIC *et al.*, 1999).

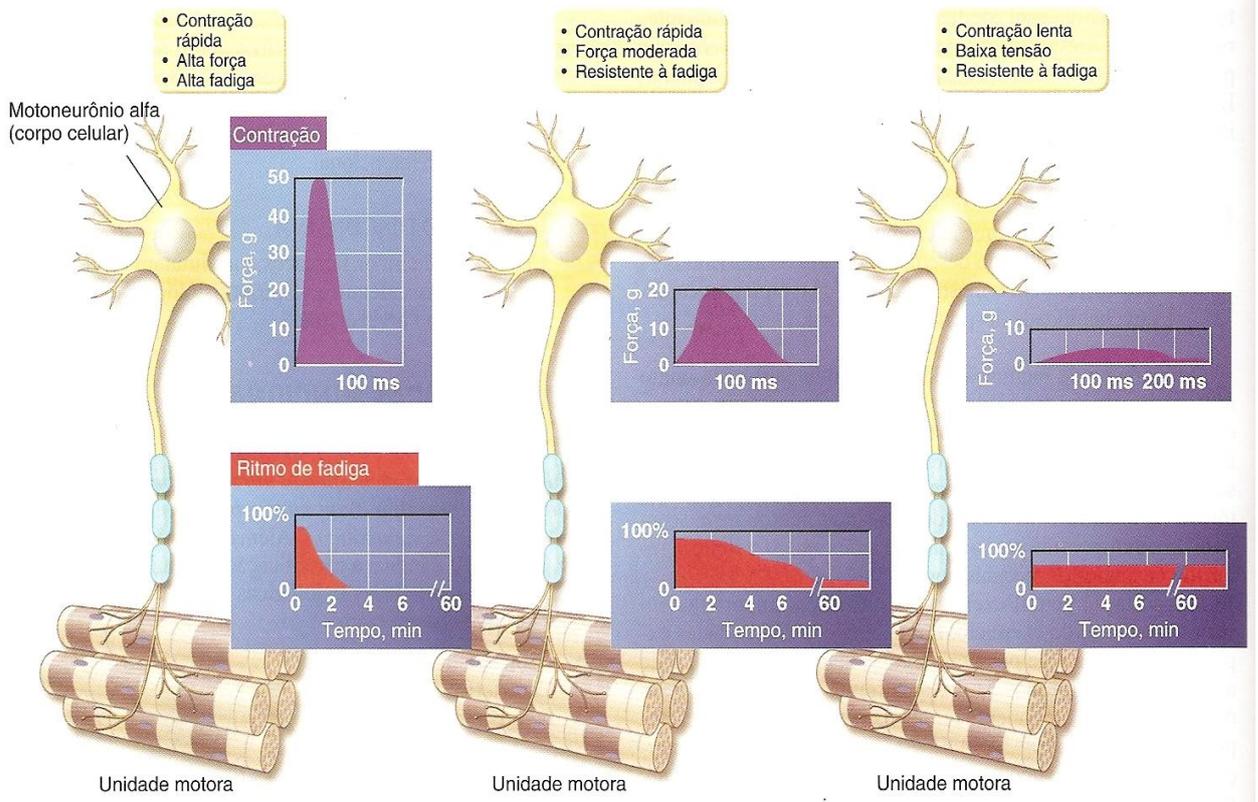


Figura 2.10: Característica de velocidade, força e fadiga das unidades motoras. Os motoneurônios “fásicos” são acionados rapidamente com sequencias curtas; os motoneurônios “tônicos” são acionados de forma lenta, porém continuamente. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

Assim como os nervos motores, os nervos sensitivos auxiliam na contração muscular e são classificados de acordo com a sua função e com os receptores que inervam. Lloyd e Chang (apud MCARDLE *et al.*, 2003; apud LENT, 2005) denominaram esta estrutura como fuso muscular, ou seja, receptores altamente complexos encontrados em grande número nos músculos esqueléticos e que proporcionam informação sensorial acerca das modificações no comprimento e na tensão das fibras musculares. Os fusos são estruturas com cerca de 10mm de comprimento que ficam paralelos as fibras musculares extrafusais. Estes fusos são presos em cada ponta das fibras extrafusais (fibras musculares regulares) ou nas inserções tendíneas e possuem feixes de fibras musculares especializadas denominadas de fibras intrafusais. As fibras intrafusais constituem dois tipos: 1) fibra nuclear tipo bolsa – volumosa, contém núcleos aglomerados na parte central do seu diâmetro e perfaz duas fibras no fuso intrafusil; 2) fibra nuclear em cadeia – contém núcleos ao

longo de seu comprimento, aderem à superfície das fibras tipo bolsa e perfaz de quatro a cinco fibras no fuso intrafusar. O fuso apresenta um suprimento nervoso rico, sua parte central está contida dentro de uma cápsula espessa de tecido conjuntivo e as extremidades das fibras intrafusais contém filamentos espessos de actina e miosina e exibem capacidade de encurtamento, ou seja, quando o músculo se distende ocorre o mesmo com o fuso. Duas fibras aferentes sensoriais e uma fibra eferente motora controlam os fusos. A fibra aferente primária denominada de fibra nervosa anuloespiralada responde diretamente à distensão do fuso e sua frequência de ativação aumenta proporcionalmente com a distensão. Um segundo grupo de fibras nervosas sensoriais denominadas de terminações do tipo raminho de flores faz conexões principalmente com as fibras em cadeia e evidenciam menos sensibilidade à distensão que as fibras anuloespiraladas. A ativação dos sensores anuloespiraladas e do tipo raminho de flores retransmitem os impulsos através da raiz dorsal para a medula a fim de acarretar a ativação reflexa dos motoneurônios que se dirigem ao músculo distendido. Isso induz o músculo a se contrair com mais força e a se encurtar, o que reduz o estímulo de distensão proveniente dos fusos. O terceiro tipo de fibra nervosa fusiforme é a delicada fibra eferente γ que inerva as extremidades contráteis e estriadas das fibras intrafusais. Essas fibras, ativadas pelos centros superiores localizadas no cérebro, proporcionam um mecanismo para manter a sensibilidade ideal do fuso com todos os comprimentos do músculo. A estimulação γ eferente ativa as fibras intrafusais, regulando assim seu comprimento e sua sensibilidade, independentemente do comprimento global do próprio músculo. Esse mecanismo prepara o fuso para outras ações de alongamento, apesar de o músculo propriamente dito poder permanecer encurtado. A Figura 2.11 demonstra a organização estrutural do fuso muscular (HAMILL e KNUTZEN, 1999; POWERS, 2000; MCARDLE *et al.*, 2003; LENT, 2005).

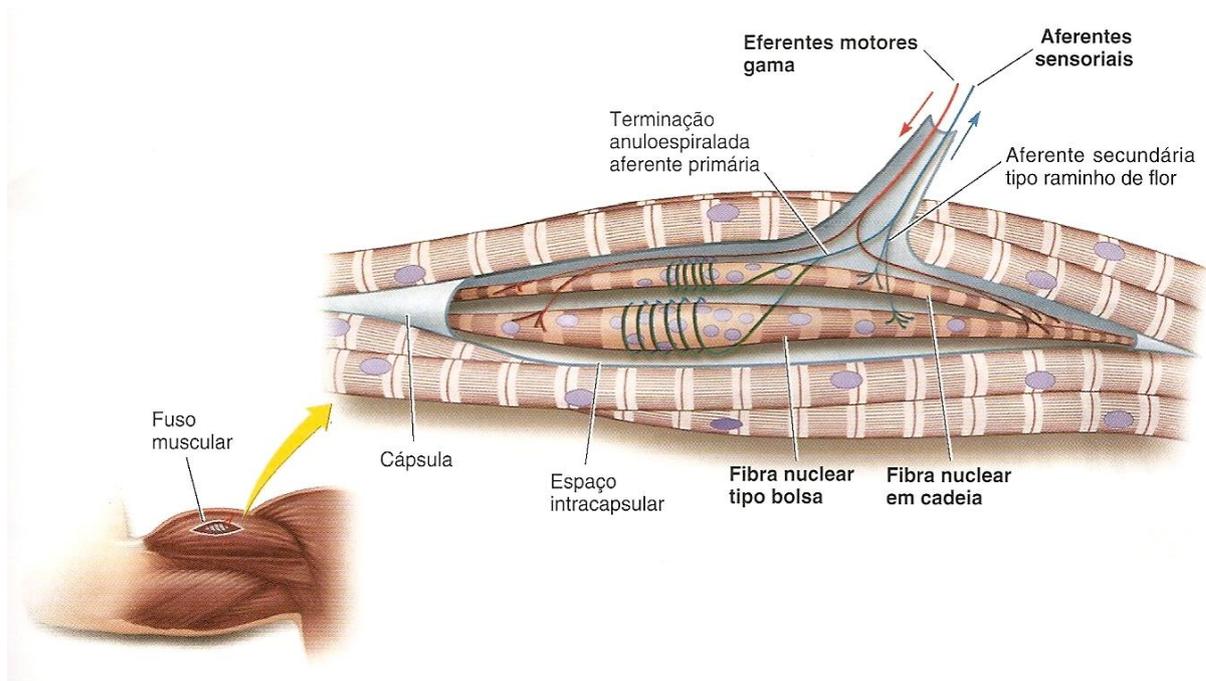


Figura 2.11: Organização estrutural do fuso muscular. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

Lloyd e Chang (apud MCARDLE *et al.*, 2003; apud LENT, 2005) propuseram um sistema de classificação para aferentes musculares baseado no diâmetro da fibra (que esta inversamente relacionada com a velocidade de condução). Os nervos sensitivos mais largos e de condução mais rápida são os aferentes do grupo Ia e têm o limiar mais baixo à estimulação entre qualquer nervo sensitivo. Seus terminais são encontrados nas partes centrais das fibras em saco nuclear e em cadeia nuclear e formam as terminações primárias. Eles correspondem aos motoneurônios α tendo velocidade de condução que variam entre 50 e 70m/s. Os aferentes do grupo IIb são um pouco menores e vêm dos órgãos tendinosos de Golgi. Encontrados em associação com os órgãos tendinosos de Golgi estão os corpúsculos de Pacini que são supridos por fibras mielinizadas do grupo II. Os menores aferentes do grupo II vêm de terminações encontradas em posições menos centrais dos fusos musculares onde formam terminações secundárias. Os outros nervos aferentes se encaixam na classificação A, B e C de Erlanger baseada nas velocidades de condução dos nervos motores. As fibras do tipo A δ são classificadas como terminações nervosas livres e respondem a estímulos de pressão, dor e aumento da osmolaridade. A estimulação dos nervos fusimotores não desencadeia aumento na tensão muscular, porém, produz um aumento no disparo sensitivo A β . Mais recentemente foi identificado que parte do suprimento motor para os fusos vem dos ramos de motoneurônios que suprem os músculos extrafusais.

De forma mais simples, a estimulação sensorial pode ser descrita da seguinte forma: a tensão sobre o tendão muscular é convertida em impulsos neurais pelo órgão tendinoso de Golgi. As informações são transmitidas na medula espinhal aos neurônios motores inferiores por meio de vias colaterais e de interneurônios. As informações sensoriais dos fusos musculares sinalizam o comprimento do músculo e a velocidade das alterações no comprimento muscular. As informações aferentes dos fusos musculares são usadas para corrigir pequenos erros no movimento de maneira reflexa, para fazer correções maiores através de conexões no tronco encefálico e para enviar informações proprioceptivas ao córtex cerebral e ao cerebelo (KOBETIC *et al.*, 1999; LUNDY-EKMAN, 2004).

Com o início dos estudos sobre o movimento humano alguns pesquisadores acreditavam que os reflexos eram à base do deslocamento, no entanto, hoje em dia já se sabe que, os reflexos não são a única base do movimento, porque por definição os reflexos são respostas involuntárias a estímulos externos e muitos movimentos são automáticos ou voluntários e de antecipação. Todavia, a avaliação dos reflexos fornece informações a respeito dos circuitos periféricos e espinhais e do nível de excitação básico na medula espinhal. Os reflexos na região medular espinhal exigem receptores sensoriais aferentes primários, conexões entre aferentes primários e neurônios motores inferiores e efeitores. Os reflexos na medula espinhal podem operar sem estímulos supra-espinhais, contudo, normalmente sinais provenientes do encéfalo influenciam os reflexos espinhais, ajustando o nível basal de atividade neural na medula espinhal. Os reflexos existentes no corpo humano podem ser distinguidos em: reflexos proprioceptivos (as terminações primárias dos fusos são estimuladas pela extensão rápida, o que faz com que aferentes Ia transmitam então potenciais de ação à medula espinhal e liberam neurotransmissores nas sinapses com os neurônios motores α . Esses neurônios se despolarizam, os potenciais de ação são propagados para as junções neuromusculares, ocorre à liberação de acetilcolina e as fibras musculares se contraem), reflexos do órgão tendinoso de Golgi (as informações são transmitidas para a medula espinhal por aferentes Ib, estimulando interneurônios que inibem os neurônios motores α no mesmo músculo e assim, ocasionando a inibição autogênica) e reflexos cutâneos (estimulação cutânea pode ocasionar movimentos reflexos designados como reflexo de retirada). Os reflexos podem ser evocados pela estimulação de receptores músculo-esqueléticos ou cutâneos e a estimulação dos receptores dos fusos musculares pode ocasionar reflexos extensores fásicos e/ou tônicos. Atualmente, os reflexos a estímulos

externos, movimentos automáticos ou voluntários e de antecipação compõe o desencadeamento do movimento humano (LUNDY-EKMAN, 2004; LENT, 2005).

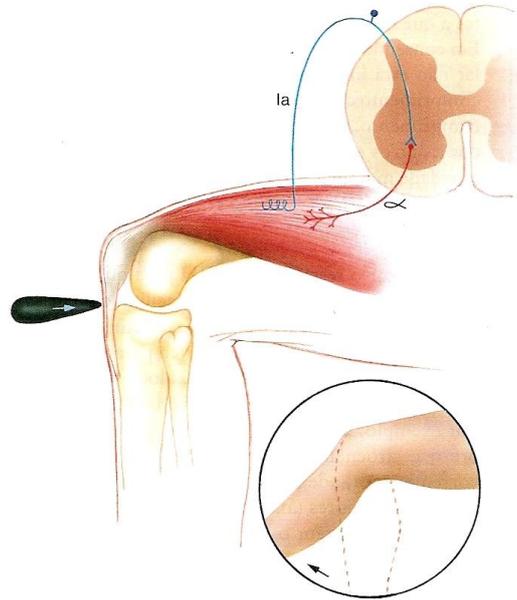


Figura 2.12: Reflexo extensor fásico. A extensão rápida de um músculo, evocada por uma pancada no tendão do músculo, estimula os aferentes Ia do fuso muscular. A atividade dos aferentes Ia causa a excitação monossináptica dos neurônios motores α ao músculo distendido, ocasionando a contração abrupta das fibras musculares. Fonte: Lundy-Ekman, 2004.

2.1.3- Potencial de Ação das Unidades Motoras

O impulso nervoso é um sinal elétrico produzido pelo fluxo de íons através da membrana citoplasmática denominado como potencial de ação. O potencial de ação é um fenômeno de natureza eletro-química e ocorre devido a modificações na permeabilidade da membrana em células nervosas e musculares. Essas modificações de permeabilidade permitem a passagem de íons de um lado para o outro da membrana, portanto, o potencial de ação resulta na mudança do potencial de membrana que existe entre o interior e o exterior da célula muscular (KANDEL *et al.*, 2000; LENT, 2005). Podem ocorrer duas situações distintas no potencial de membrana: 1) quando se encontra em repouso, não há propagação da atividade elétrica; 2) quando uma atividade elétrica se propaga na membrana celular gerando um potencial de ação que pode ser conduzido de célula em célula (LENT, 2005). O potencial de ação envolve uma despolarização grande e breve, que pode ser regenerada repetidamente por toda a extensão de um axônio. Como pode ser regenerado, um potencial de ação se dissemina ativamente por longas distâncias, transmitindo informações axônio abaixo até os locais

de liberação pré-sináptica de compostos químicos no terminal pré-sináptico. O nível de estímulo suficiente para a geração de um potencial de ação é denominado nível limiar. Isso quer dizer que, um potencial de ação vai ser reproduzido todas as vezes que forem dados estímulos até mesmo minimamente suficientes para ultrapassar o nível limiar e, dessa maneira, o potencial de ação é dito como uma resposta elétrica do tipo “tudo ou nada” à despolarização local da membrana (LUNDY-EKMAN, 2004; MCARDLE *et al.*, 2003).

No estado de repouso, a membrana da fibra muscular, é muito mais permeável ao K^+ (potássio) do que ao Na^+ (sódio) e, assim, o potencial de membrana é, em grande parte, determinado pela reação entre a concentração de K^+ interna e externa. Outros íons influenciam na geração do potencial de repouso, mas em graus menores. Por esse motivo que o potencial de repouso da membrana é praticamente igual ao potencial de equilíbrio do K^+ , em torno de -80mV em relação ao meio extracelular (LUNDY-EKMAN, 2004; LENT, 2005). Tipicamente uma despolarização de 15mV (uma alteração no potencial de ação de -70 para -55mV) é suficiente para desencadear um potencial de ação como pode-se observar na Figura 2.13 e 2.14 (LUNDY-EKMAN, 2004; LENT, 2005).

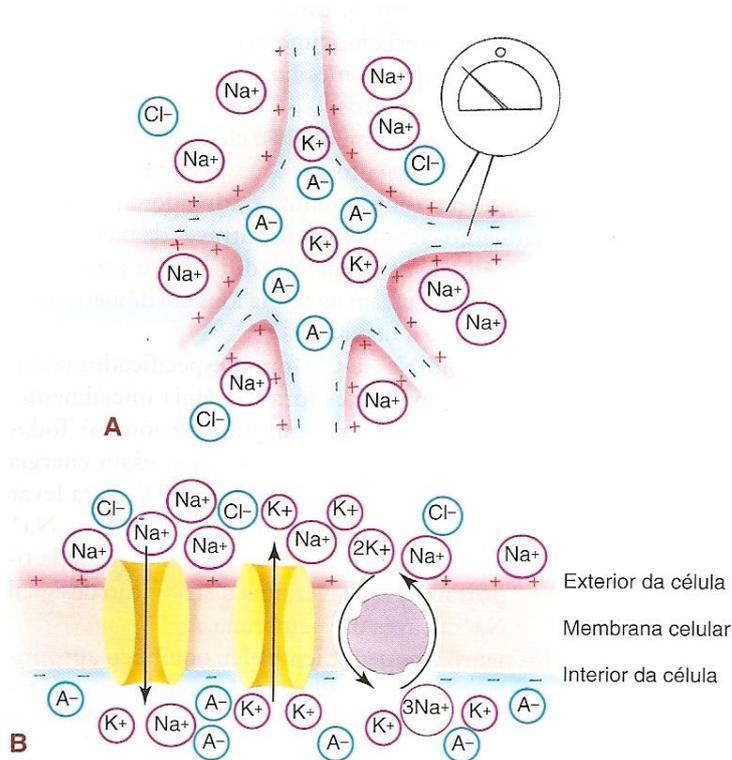


Figura 2.13: O potencial de membrana em repouso é medido comparando-se a diferença elétrica entre o interior e o exterior da membrana celular. Em repouso o interior da membrana celular é aproximadamente -70mV mais negativo que o exterior da membrana celular. O potencial de membrana em repouso é mantido pela difusão passiva de íons através da membrana celular e o transporte ativo de Na^+ e K^+ por bombas de $\text{Na}^+ - \text{K}^+$. Fonte: Lundy-Ekman, 2004.

A geração do potencial de ação envolve um súbito influxo de Na^+ por canais de Na^+ com portais voltagem dependentes. O Na^+ flui rapidamente para dentro da célula, impelido pela elevada concentração extracelular de Na^+ e atraído pela carga elétrica negativa da membrana. Ao se abrirem posteriormente os canais de K^+ , o K^+ sai da célula, repelido pela carga elétrica positiva da membrana (criada pelo influxo de Na^+) e pelo gradiente de concentração de K^+ . A membrana torna-se temporariamente mais polarizada que quando em repouso. Esse estado é designado como hiperpolarização. O potencial de membrana em repouso é restaurado pela difusão dos íons. Em suma, um potencial de ação é produzido por uma sequencia de três eventos: 1) uma despolarização rápida devido à abertura dos canais de Na^+ com portais de voltagem; 2) uma diminuição da condução de Na^+ devido ao fechamento dos canais; 3) uma repolarização rápida devido à abertura dos canais de K^+ com portais de voltagem. Devido à saída de K^+ , a repolarização é seguida de um período de hiperpolarização, durante o qual o potencial de membrana fica ainda mais negativo que durante o repouso. É mais difícil desencadear um potencial de ação subsequente com a membrana hiperpolarizada e

nesse período a membrana é considerada como em um estado refratário. O período refratário pode ser dividido em dois estados: 1) período refratário absoluto – a membrana não responde a estímulos porque os canais de Na^+ responsáveis pela parte ascendente do potencial de ação não podem ser reabertos por um período específico após seu fechamento; 2) período refratário relativo – durante esse período, o potencial de membrana está retornando ao seu nível em repouso e um estímulo pode ativar os canais de Na^+ nessa ocasião, mas tem que ser mais forte que o normal. O período refratário impede o fluxo retrógrado do potencial de ação e promove a propagação do potencial de ação para diante. Se não houvesse um período refratário, o fluxo passivo de íons associado a um potencial de ação poderia disseminar-se tanto para diante como para trás ao longo da extensão de um axônio (GREEN, 1998; GUYTON e HALL, 1999; KANDEL *et al.*, 2000; MCARDLE *et al.*, 2003; LUNDY-EKMAN, 2004; LENT, 2005).

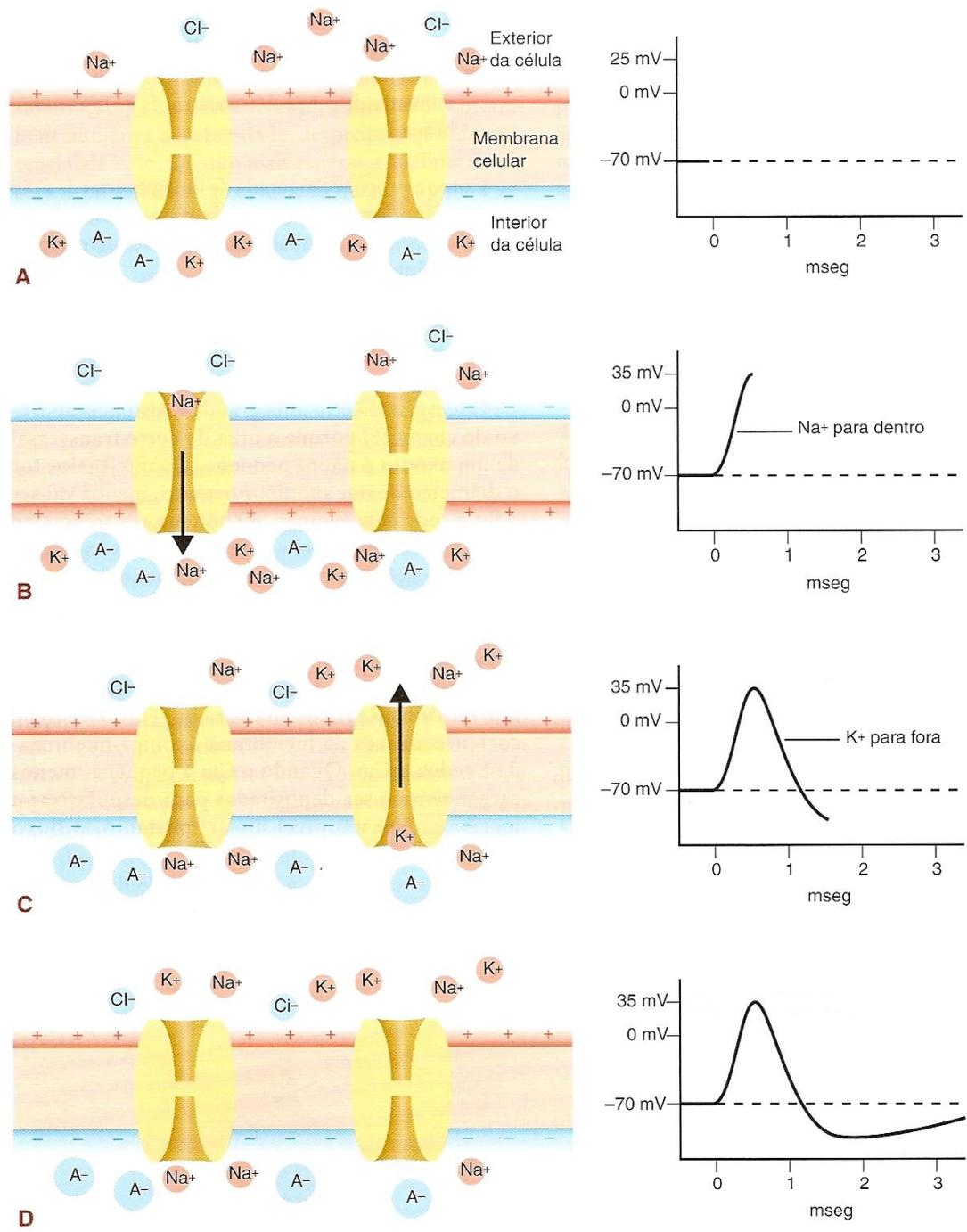


Figura 2.14: Potencial de ação. A) o potencial de membrana em repouso é de aproximadamente -70mV e os canais de membrana estão fechados; B) o desencadeamento do potencial de ação começa pela abertura dos canais de Na⁺ sensíveis à voltagem e um influxo rápido de Na⁺, fazendo a membrana celular tornar-se menos negativa (despolarizada); C) o fechamento dos canais Na⁺ e a abertura dos canais K⁺ causam, então, uma reversão do potencial de membrana. Finalmente, uma breve hiperpolarização da membrana faz com que o potencial se torne mais negativo que o potencial em repouso; D) a membrana celular retorna ao potencial em repouso com o fechamento de todos os canais de membrana. Fonte: Lundy-Ekman, 2004.

O potencial de ação das unidades motoras (PAUM) ocorre quando um neurônio motor envia um potencial de ação e todas as fibras musculares da sua unidade são

estimuladas, entretanto, não são estimuladas simultaneamente, ocorrendo pequenos atrasos entre as contrações. Há dois motivos para esses atrasos: um deles ocorre por causa dos diferentes tempos de propagação das várias ramificações dos axônios no neurônio motor e a outra situação que defasa os potenciais de ação musculares esta relacionada à natureza aleatória das descargas de acetilcolina nas junções neuromusculares. O PAUM é o resultado da soma algébrica dos potenciais de ação nas n fibras de uma unidade motora, ou seja, os potenciais de ação de cada fibra muscular somados espacial e temporalmente formam o PAUM. A duração de um PAUM é de aproximadamente 2 a 10ms com amplitude na faixa de 100 μ V a 2mV e faixa de frequência de 5Hz a 10Kz. O PAUM é usado clinicamente para detecção de miopatias, lesões neurogênicas e outras desordens musculares (GREEN, 1998; KALLENBERG *et al.*, 2007).

2.1.4- Junção Neuromuscular

Sempre que um neurônio motor α é ativado o neurotransmissor acetilcolina (ACh) é liberado nas junções neuromusculares (JNM) e todas as fibras musculares inervadas por este motoneurônio se contraem. Essa JNM representa a interface entre a extremidade de um motoneurônio mielinizado e uma fibra muscular e funciona transmitindo o impulso nervoso que irá desencadear uma contração muscular. O motoneurônio possui terminações que constituem os terminais pré-sinápticos. Essa região possui o neurotransmissor ACh e fica bem próxima, porém, não entra em contato com o sarcolema da fibra muscular. A região invaginada do sarcolema é denominada membrana pós-sináptica. Essa distância mínima entre a terminação pré-sináptica e a membrana pós-sináptica é denominada de fenda sináptica e essa região constitui a área para a transmissão do impulso neural entre o nervo e a fibra muscular (GUYTON e HALL, 1999; KANDEL, 2000; LUNDY-EKMAN, 2004; MERLETTI e PARKER, 2004; LENT, 2005). A Figura 2.15 demonstra a microanatomia da JNM.

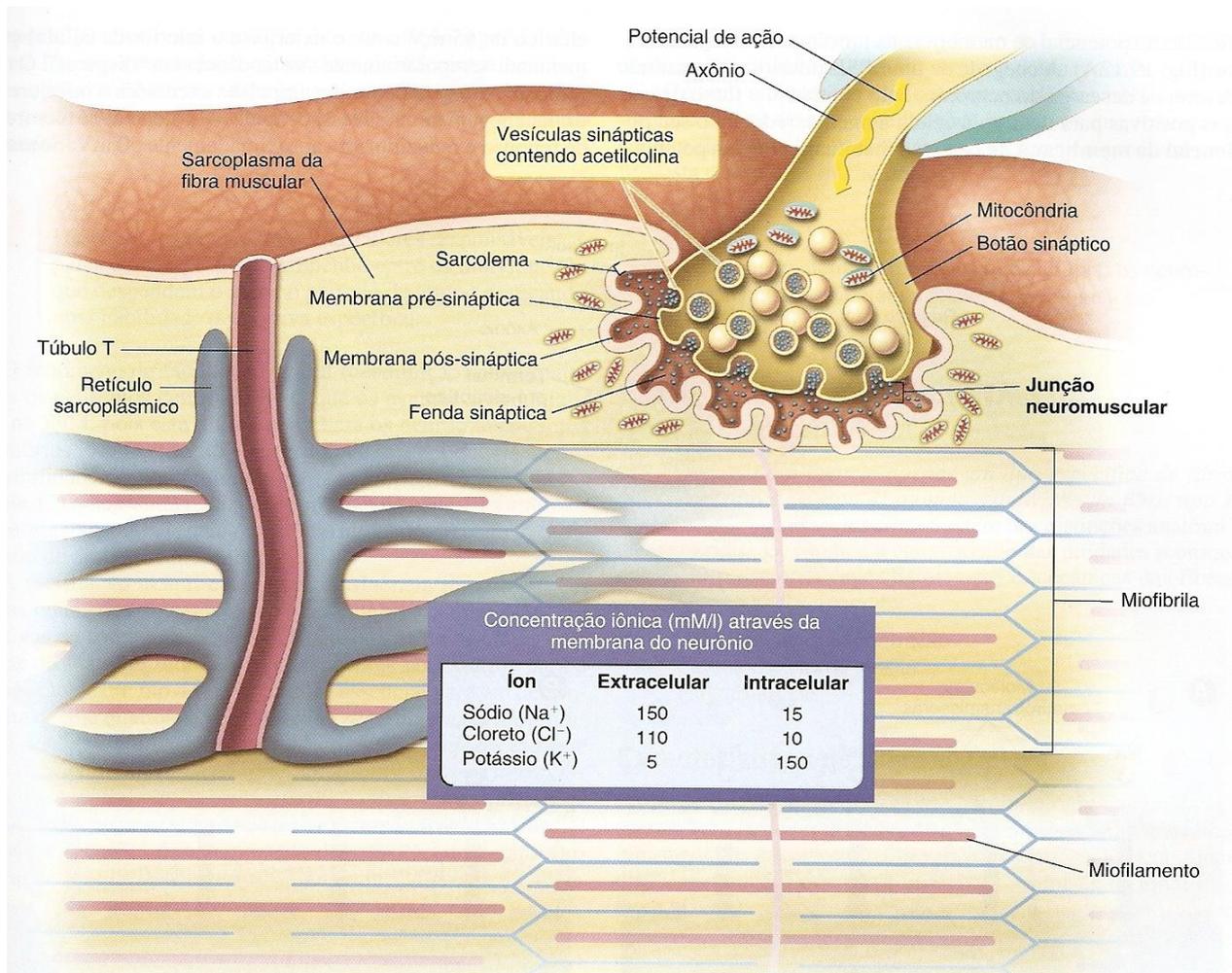


Figura 2.15: Microanatomia da junção neuromuscular, incluindo detalhes da área de contato pré-sináptica e pós-sináptica entre o neurônio motor e a fibra muscular que inerva. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

Para gerar a contração muscular é necessário a chegada de um impulso na JNM e a liberação da ACh pelos terminais pré-sinápticos na fenda sináptica. A ACh, que transforma um impulso neural basicamente elétrico em um estímulo químico, liga-se a receptores na membrana pós-sináptica e a alteração nessa membrana induz o potencial de ação que percorre todo o comprimento da fibra. Para cessar esse processo na fenda sináptica, a enzima colinesterase entra em ação e degrada a enzima ACh tornando possível a repolarização rápida da membrana pós-sináptica e, dessa forma, todo o processo poderá começar novamente com a chegada de outro impulso neural (GUYTON e HALL, 1999; KANDEL, 2000; LUNDY-EKMAN, 2004; LENT, 2005).

2.1.5- Fisiologia da Contração Muscular Voluntária

O processo de contração muscular é complexo, enredado e intricado. Diversos pesquisadores estudaram e propuseram teorias sobre o mecanismo de contração muscular, entretanto, em 1950 Hugh e Huxley (apud MCARDLE *et al.*, 2003; apud HANSEN *et al.*, 2003) propuseram um modelo de “filamento deslizante” que foi bem aceito e é descrito até hoje. A contração muscular inicia com um impulso nervoso que promove a liberação da enzima ACh pelo neurônio motor na fenda sináptica causando uma despolarização na membrana pós-sináptica e, conseqüentemente, na fibra muscular. Essa despolarização é conduzida pelos túbulos transversos profundamente na fibra muscular e quando o potencial de ação atinge o retículo sarcoplasmático o Ca^{2+} é liberado e se difunde no músculo para se unir à proteína denominada troponina. Este é o detonador do controle da contração muscular, uma vez que, a regulação dessa contração é em função de duas proteínas reguladoras, a troponina e a tropomiosina que estão localizadas na molécula de actina e quando ligadas ao Ca^{2+} elimina a inibição que impedia a combinação da actina com a miosina. Portanto, a troponina e a tropomiosina regulam a contração muscular controlando a interação entre a actina e a miosina (GUYTON e HALL, 1999; POWERS, 2000; WILMORE e COSTILL, 2001; MCARDLE *et al.*, 2003).

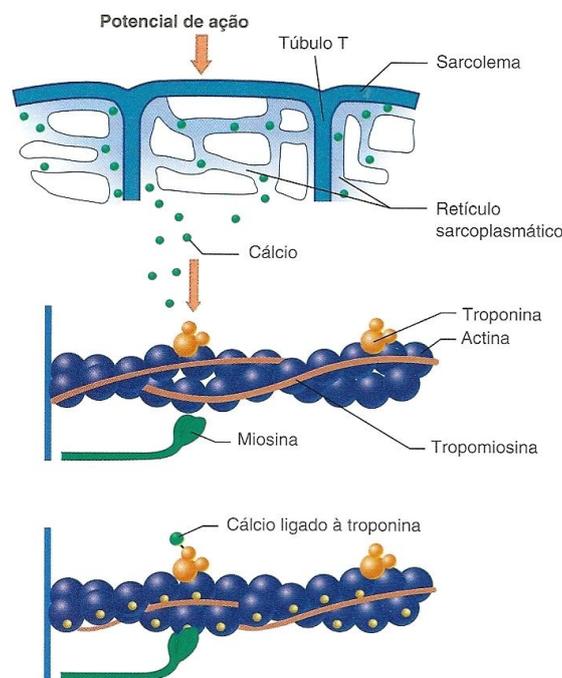


Figura 2.16: Um potencial de ação desencadeia uma contração muscular. Quando um potencial de ação despolariza o sarcolema, a despolarização se dissemina aos túbulos T. Isso faz o retículo sarcoplasmático liberar Ca^{2+} no sarcoplasma. O Ca^{2+} se fixa à troponina e a tropomiosina se move, expondo os locais de ligação na actina. A miosina se fixa na actina. Fonte: Lundy-Ekman, 2004.

A tropomiosina é uma molécula fina que repousa numa incisura entre os filamentos duplos de actina. Ligada diretamente a tropomiosina, encontra-se a proteína troponina. Esse arranjo permite que a troponina e a tropomiosina trabalhem em conjunto para regular a ligação da actina com as pontes cruzadas de miosina. Num músculo relaxado, a tropomiosina bloqueia os sítios ativos da molécula de actina onde as pontes cruzadas de miosina deve se fixar a fim de formar um estado de ligação forte e produzir uma contração, entretanto no momento da contração, ocorre a liberação de Ca^{2+} e muito desse Ca^{2+} se liga a troponina causando uma mudança de posição da tropomiosina de tal modo que, os sítios ativos da actina são descobertos. Isso permite a ligação forte de uma ponte cruzada de miosina com a molécula de actina. A ligação forte da ponte cruzada inicia a liberação da energia armazenada na molécula de miosina, produzindo um movimento angular de cada ponte cruzada e resultando num encurtamento do músculo (POWERS, 2000; WILMORE e COSTILL, 2001; MCARDLE *et al.*, 2003). Esse ciclo de contração demonstrado na Figura 2.17 pode ser interrompido quando ocorrer falhas do músculo em manter níveis adequados de Ca^{2+} , quando a adenosinatrifosfato (ATP) não puder mais ser hidrolisada para fornecer a energia ou quando o impulso nervoso na junção neuromuscular estiver ausente (POWERS, 2000; MCARDLE *et al.*, 2003).

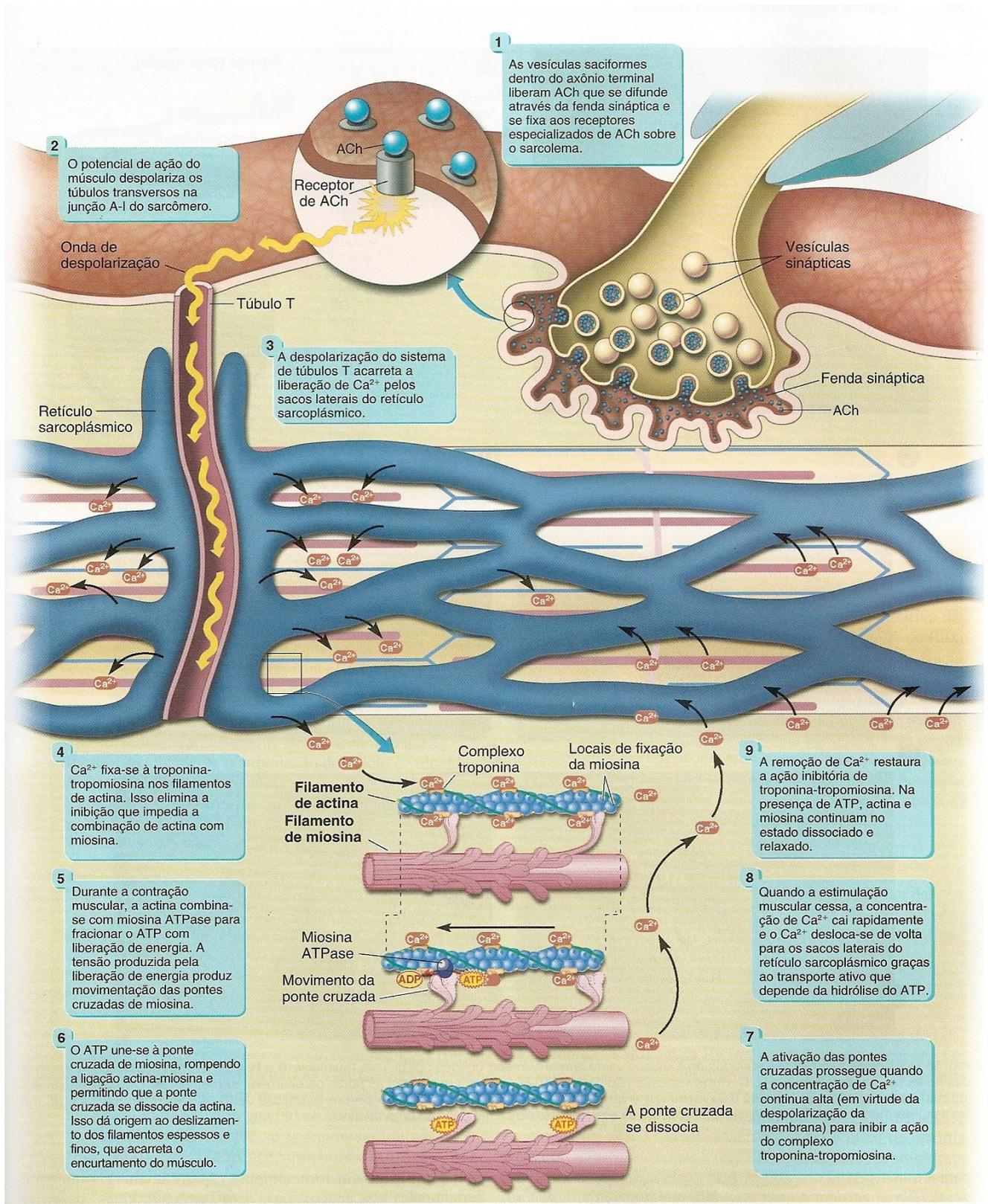


Figura 2.17: Figura esquemática dos principais eventos na contração e no relaxamento do músculo. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

A teoria do “filamento deslizante”, definido por Hugh e Huxley em 1950, propõe que um músculo se encurta ou alonga porque os filamentos espessos de miosina e finos

de actina deslizam uns sobre os outros, em verdade sem qualquer modificação em seu comprimento. As pontes cruzadas de miosina, que se fixam, rodam e se separam ciclicamente dos filamentos de actina com a energia proveniente da hidrólise do ATP proporcionam o motor molecular que irá acionar o encurtamento das fibras. Isso acarreta uma grande modificação conformacional no tamanho relativo dentro das zonas e faixas do sarcômero e produz uma força ao nível das faixas Z (MCARDLE *et al.*, 2003). Os filamentos finos de actina se deslocam por sobre os miofilamentos de miosina e penetram na região da faixa A durante o encurtamento (e saem durante o relaxamento). Assim sendo, o principal rearranjo estrutural durante o encurtamento ocorre na região da faixa I, que diminui de maneira significativa quando as faixas Z são tracionadas para o centro de cada sarcômero. Nenhuma mudança ocorre na largura da faixa A, porém a zona H pode desaparecer quando os filamentos de actina fazem contato no centro do sarcômero. Uma contração muscular isométrica gera força, porém o comprimento da fibra não se modifica, e o espaçamento relativo das faixas I e A permanecem constantes. Nesse caso, os mesmos grupos moleculares interagem repetidamente (POWERS, 2000; WILMORE e COSTILL, 2001). 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 de pontes cruzadas actina-miosina formadas.

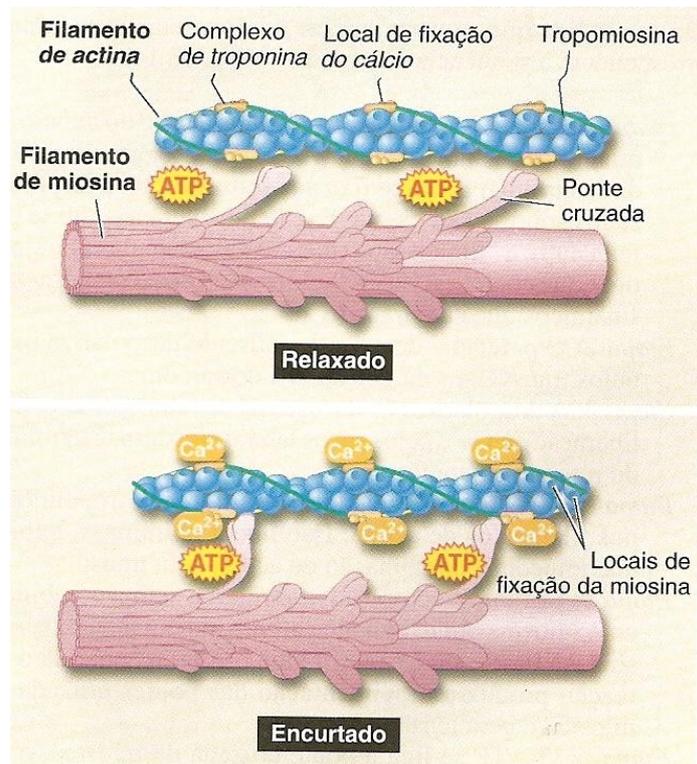


Figura 2.18: Interação entre os filamentos de actina-miosina, Ca^{2+} e ATP no músculo relaxado e encurtado. No estado relaxado, troponina e tropomiosina interagem com actina, impedindo a acoplagem da ponte cruzada de miosina com actina. Durante a contração muscular, a ponte cruzada acopla-se com a actina, por causa da ligação de Ca^{2+} com a troponina-tropomiosina. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

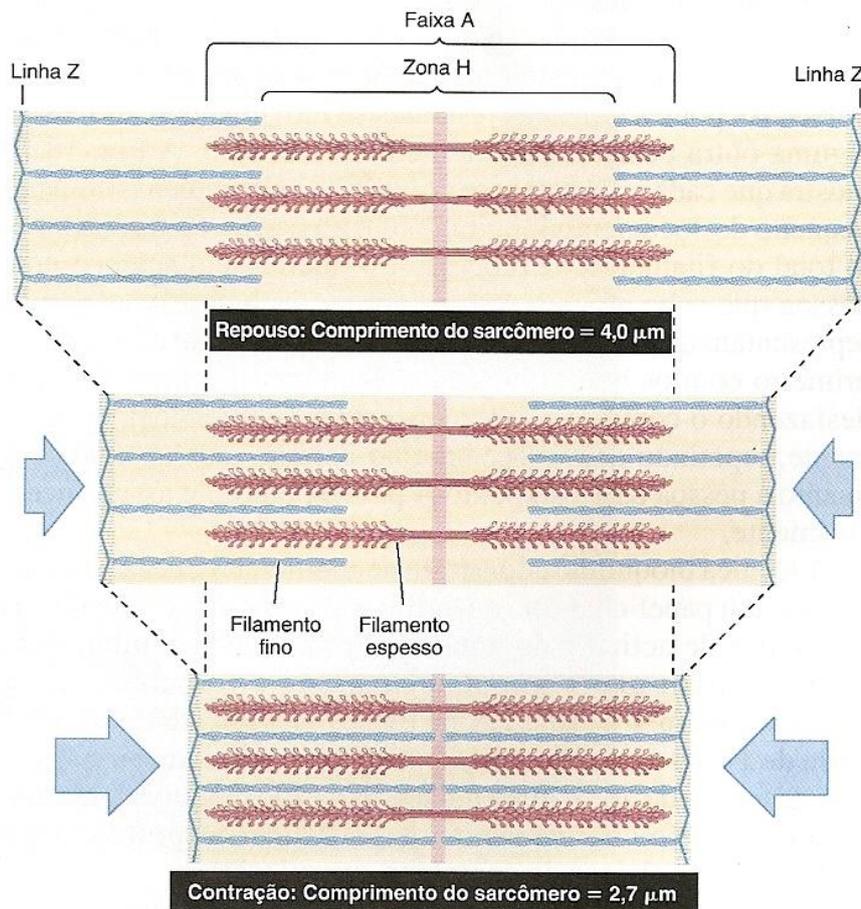


Figura 2.19: Rearranjo estrutural dos filamentos de actina e miosina em repouso e durante o encurtamento muscular. Fonte: McArdle *et al.*, 2003.

Quando a estimulação muscular cessa, o fluxo de Ca^{2+} pára e a troponina é liberada para inibir a interação actina-miosina. A recuperação envolve o bombeamento ativo de Ca^{2+} para dentro do retículo sarcoplasmático, onde se concentra nas vesículas laterais. A recuperação do Ca^{2+} a partir do complexo protéico troponina-tropomiosina “desliga” os locais ativos do filamento de actina. A desativação tem duas finalidades: 1) prevenir qualquer ligação mecânica entre as pontes cruzadas de miosina e os filamentos de actina e 2) inibir a atividade da miosina ATPase, o que reduz a cisão do ATP. O relaxamento muscular ocorre quando os filamentos de actina e de miosina retornam aos seus estados originais (GREEN, 1998).

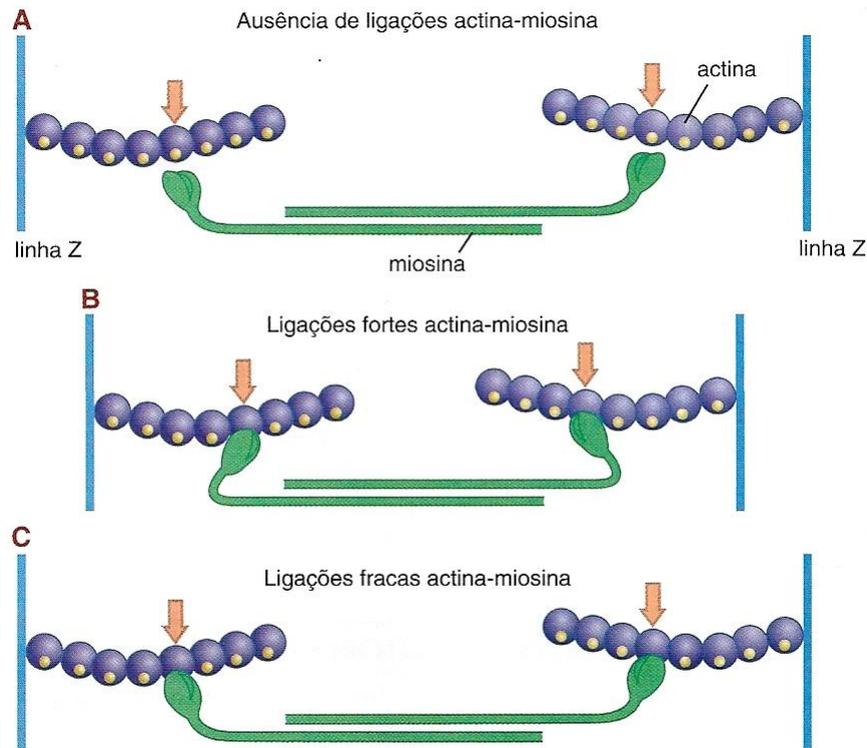


Figura 2.20: A) a actina e a miosina estão dissociadas (ausência de ligações actina-miosina); B) ligações fortes entre actina e miosina. Quando é formada uma ligação forte, as cabeças miosínicas giram, aproximando mais a actina. Essa contração ativa encurta o sarcômero; C) ligações fracas entre actina e miosina. A actina e a miosina estão unidas, mas o comprimento do sarcômero não se alterou porque as cabeças miosínicas não giraram. Fonte: Lundy-Ekman, 2004.

Durante a contração muscular voluntária o sistema nervoso central envia sinais elétricos e desencadeia o recrutamento de UMs de acordo com o princípio do tamanho, ou seja, iniciando o recrutamento em unidades motoras pequenas, com fibras musculares de contração lenta que geralmente mostram uma velocidade de condução mais baixa e mais resistente a fadiga e progredindo esse recrutamento, de acordo com o estímulo e o esforço dispendioso, para unidades motoras maiores, de contração rápida e menos resistentes a fadiga (FARINA *et al.*, 2002; GREGORY e BICKEL, 2005). O princípio do tamanho foi inicialmente descrito por Henneman (apud MOLINA *et al.*, 1997; apud BOLHUIS *et al.*, 2001; apud MORITANI *et al.*, 2004; apud GREGORY e BICKEL, 2005) que demonstrou em seus estudos fortes evidências de uma sequência específica de ordem de recrutamento dos motoneurônios e de unidades motoras de acordo com o tamanho. Para Delitto e Snyder-Mackler (1990) durante as contrações voluntárias a ordem de recrutamento das UMs é modulada por taxas de disparo de forma assíncrona, intermitente e com uma progressão em uma sequência de acordo

com o tamanho, o diâmetro do axônio, a quantidade de fibras musculares inervadas e o tipo de contração efetuada.

Com relação à diferenciação entre contrações isométricas e isotônicas, Moritani *et al.* (2004) assegura que, segundo o princípio do tamanho, o recrutamento das UMs em contrações isométricas acontece em uma faixa de 40% a 80% dependendo do músculo, da ativação da UM e da força muscular aplicada, entretanto, não está claro se o padrão de ativação é semelhante em contrações isotônicas excêntricas e concêntricas (GREGORY e BICKEL, 2005). Apesar de pesquisas concretas afirmarem que a contração voluntária segue o princípio do tamanho, Bawa e Jones (1999) propuseram que o recrutamento de UMs segue uma forma não seletiva em contrações isotônicas excêntricas com uma inibição inicial de UMs lentas e maior ativação de UM rápidas pelo fato de as contrações excêntricas promoverem maior atuação nas vias aferentes dos fusos musculares.

2.1.6- Fisiologia da Contração Muscular Induzida pela Estimulação Elétrica Neuromuscular

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) compreende o uso de corrente elétrica para ativar o músculo esquelético (GREGORY e BICKEL, 2005) por meio da estimulação dos ramos intramusculares dos motoneurônios que induzem a contração muscular, sendo utilizada pelos especialistas como coadjuvante na reabilitação para o tratamento de hipotrofias, espasticidades, contraturas e fortalecimento, além de programas de treinamento muscular em indivíduos saudáveis gerando o torque isométrico (PIERRE *et al.*, 1986; BRASILEIRO e VILAR, 1999). O preceito da EENM é o de desencadear a contração de músculos esqueléticos de modo a suplementar ou estimular os processos fisiológicos normais.

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 idêntico ao potencial de ação gerado fisiologicamente (PICHON *et al.*, 1995). A única diferença entre o potencial de ação fisiológico e o promovido pela EENM é a bidirecionalidade ao longo da fibra nervosa (NELSON *et al.*, 2003), visto que, o potencial de ação evocado eletricamente resulta numa condução ortodrômica (direção fisiológica do potencial de ação) do impulso em direção a junção neuromuscular e numa

condução antidrômica (o impulso viaja na direção oposta à fisiológica) em direção ao corno ventral medular (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001).

A habilidade da EENM em proporcionar aumento da atividade muscular em indivíduos com disfunções musculares e saudáveis é contraditória. Contudo, a grande polêmica encontrada nas pesquisas feitas com a EENM se deve ao percentual de recrutamento das unidades motoras, uma vez que a contração elicitada pela EENM promove uma inversão no princípio do tamanho (DELITTO e SNYDER-MACKLER, 1990; MOLINA *et al.*, 1997; RUSHTON, 2003; GONDIN *et al.*, 2005). Na contração voluntária o recrutamento das unidades motoras segue o princípio do tamanho ou também conhecido como princípio de Henneman (MOLINA *et al.*, 1997; BOLHUIS *et al.*, 2001; MORITANI *et al.*, 2004), ou seja, o recrutamento das fibras musculares ocorre de forma progressiva, seletiva, assíncrona, recrutando UMs pequenas, tipicamente lentas e prosseguindo com UMs maiores e mais rápidas (DELITTO e SNYDER-MACKLER, 1990; GREGORY e BICKEL, 2005). Em contrapartida, a sugestão para o recrutamento proporcionado pela EENM é uma inversão no princípio do tamanho, ou seja, as UMs são recrutadas de forma não-seletivas, fixas no espaço, temporariamente sincronizadas e as UMs maiores e rápidas são recrutadas primeiro do que as lentas, devido a explicações como: 1) os axônios das UMs maiores apresentam um limiar de resistência mais baixo e conduzem de forma mais rápida a EENM quando comparados com as UMs de menor diâmetro; 2) os axônios das UMs maiores são facilmente despolarizados e existe uma relação positiva direta entre o tamanho do axônio e a velocidade de condução; 3) as UMs grandes são mais susceptíveis a fadiga (DELITTO e SNYDER-MACKLER, 1990; RUSHTON, 2003; GONDIN *et al.*, 2005; GREGORY e BICKEL, 2005). A Figura 2.21 abaixo demonstra as principais diferenças entre o recrutamento de UMs proporcionado pela contração voluntária e pela EENM.

Table. *Physiological Differences Between Voluntary and Electrically Stimulated Contractions of Large Muscle Groups such as the Quadriceps Femoris Musculature*

Voluntary	Electrically Stimulated
Recruitment via size principle (type I precedes type II)	Type II preferential recruitment
Asynchronous depolarization	Synchronous depolarization
Intermittent, lower firing rates	Constant, higher firing rates ^a

^aDependent on frequency set on current generator.

Figura 2.21: Diferenças fisiológicas entre a contração muscular voluntária e a contração muscular elicitada pela EENM. Fonte: Adaptado de Delitto e Snyder-Mackler, 1990.

Como regra geral, os nervos com maior diâmetro (nervos motores do grupo A α) conduzem impulsos mais rapidamente e têm um limiar mais baixo de excitabilidade do que as fibras nervosas menores. Na estimulação elétrica, as fibras mais largas também produzem sinais mais amplos e sua resposta excitatória dura um período mais curto (KITCHEN, 2003). Entretanto, a frequência empregada na EENM pode determinar o tipo de fibra muscular mais solicitada para a realização da contração, ou seja, as fibras musculares de contração lenta se somam e produzem uma contração tetânica com frequências de estimulação nervosa mais baixa, ao passo que, as fibras musculares de contração rápida promovem uma contração homogênea com frequências de estimulação nervosa mais alta. Para Delitto e Snyder-Mackler (1990) e Rushton (2003) os músculos lentos poderiam ser mais apropriados para uma função “tônica” em níveis baixos de ativação, enquanto as fibras musculares de contração rápida que se fundem com frequências de estimulação mais alta podem ser mais apropriadas para a função “fásica” e para gerar forças elevadas por períodos curtos de tempo.

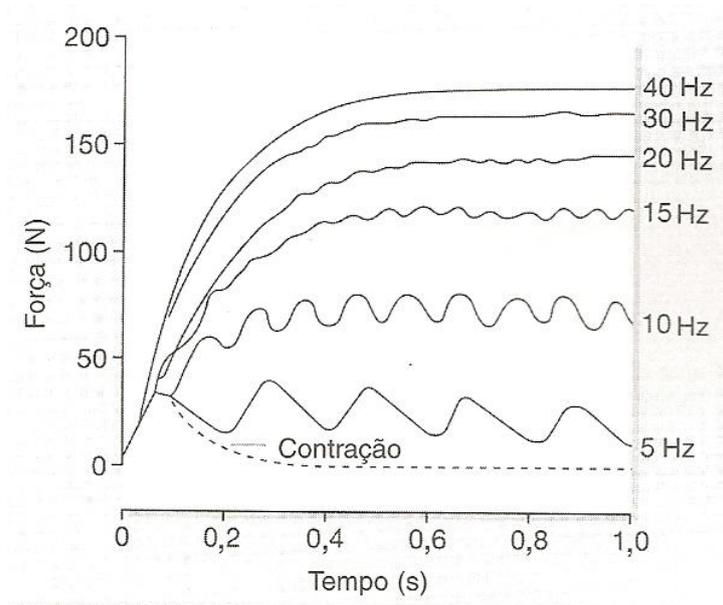


Figura 2.22: Resposta do músculo esquelético humano a diferentes frequências de estimulação. Fonte: Kitchen, 2003.

Apesar das afirmações descritas acima, Knaflitz *et al.* (1990) e Grill e Mortimer (1995) afirmam que o conceito simplificado de que as fibras nervosas de maiores diâmetros são excitadas antes daquelas de menor diâmetro durante a EENM está baseado na informação errônea de que todas as fibras nervosas estão a uma mesma distância dos eletrodos de estimulação. Na verdade, a combinação exata diâmetro-distância em relação ao eletrodo de estimulação raramente é conhecida e, portanto, as fibras nervosas de tamanho pequeno e médio são excitadas muitas vezes antes das fibras grandes. Ao contrário da ordem de recrutamento na contração voluntária, que vai das fibras pequenas para as grandes, a excitação elicitada eletricamente é provavelmente aleatória e inclui uma combinação de recrutamento de fibras nervosas pequenas, médias e grandes ao mesmo tempo.

Normalmente a EENM envolve a estimulação de nervos periféricos mistos, compostos de axônios motores e sensoriais, ou de nervos motores que estão anatomicamente próximos aos ramos nervosos sensoriais e, dessa maneira, a contração muscular obtida pela EENM é frequentemente acompanhada de uma intensa percepção sensorial, pois antes de atingir o limiar motor a corrente elétrica atinge primeiro o limiar subsensorial e o limiar sensitivo. Caso a amplitude e a duração da fase da corrente elétrica excedam o limiar motor, a sensação dolorosa é imediatamente percebida (DELITO e ROSE, 1986; WONG, 1986; NELSON *et al.*, 2003).

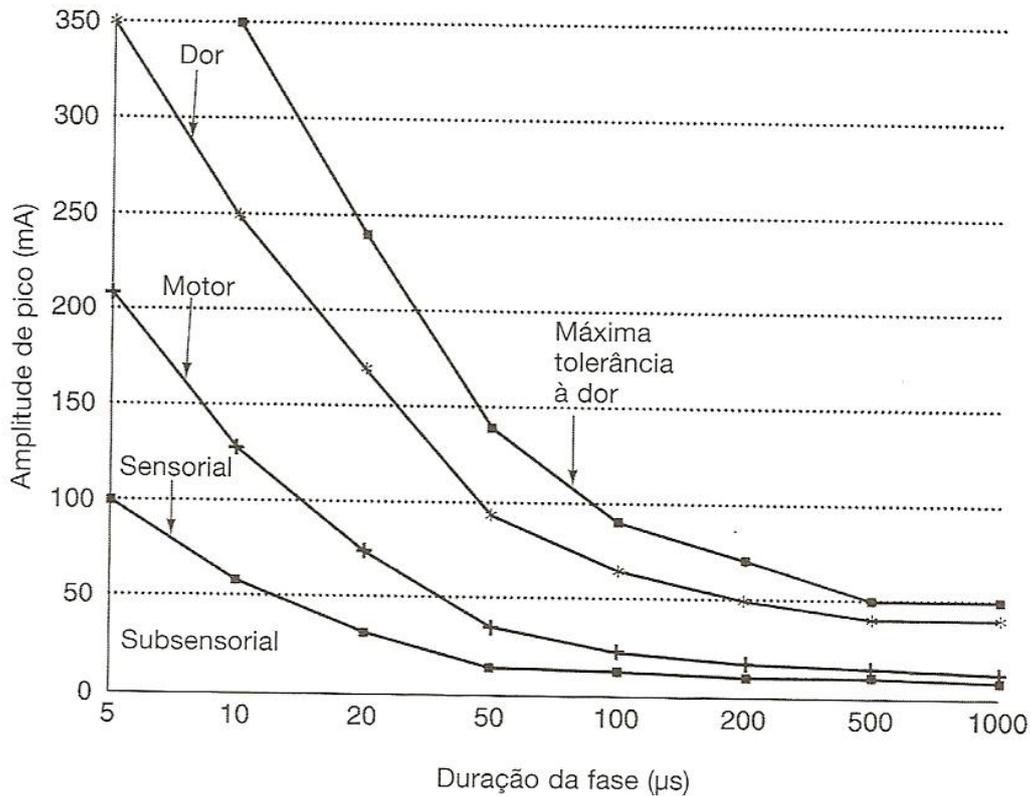


Figura 2.23: Relação entre a duração da fase e a amplitude da corrente de pico como determinantes da excitação nervosa periférica (a chamada curva i/t). Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

Todas essas controvérsias presentes na contração muscular evocada pela EENM tornam essa ferramenta um intrincador e curioso campo de pesquisa.

2.1.7- Anatomia e Biomecânica do Músculo Bíceps Braquial

O músculo bíceps braquial é um músculo classificado como fusiforme, ou seja, com suas fibras em forma de um fuso correndo paralelo ao eixo longitudinal do músculo e se afunilando na inserção tendinosa. Este músculo está localizado no compartimento anterior do braço, e como o próprio nome indica, apresenta duas cabeças, uma longa (lateral) e outra curta (medial). Os dois ventres deste músculo se unem imediatamente distal ao meio do braço conforme demonstrado na Figura 2.24 (KAPANDJI, 2000; MOORE e DALLEY, 2001; LIPPERT, 2003). 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 (C5 e C6) (KENDALL *et al.*, 1995; MOORE e DALLEY, 2001).

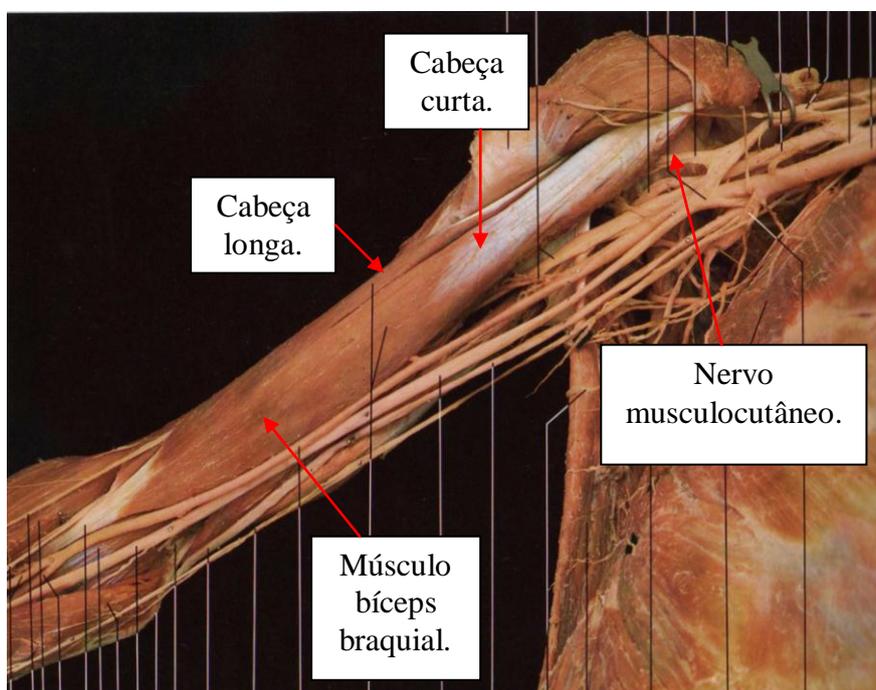


Figura 2.24: Posição anatômica do músculo bíceps braquial, suas cabeças curta e longa e o nervo musculocutâneo. Fonte: Adaptado de ROHEN e YOKOCHI, 1989.

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) (JOHNSON *et al.*, 1973; GUYTON e HALL, 1999). Johnson *et al.* (1973) investigaram os tipos de fibras predominantes nos músculos esqueléticos por meio de autópsia, vinte e quatro horas após o óbito, em seis indivíduos, com idade entre 17 e 30 anos, em diferentes regiões do corpo. Esses pesquisadores analisaram a tipagem de trinta e seis músculos e, entre esses músculos constava o bíceps braquial. A observação dos estudiosos foi de que o músculo bíceps braquial possuía 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 além de promover 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 e abductor do ombro em sua porção longa (KAPANDJI, 2000). Este músculo também contribui minimamente na posição de pronação e é considerado como supinador principal do antebraço devido sua inserção oblíqua no rádio (HALL, 2005). De acordo com Kapandji (2000) o músculo bíceps braquial apresenta um ângulo de eficiência máximo entre 80° e 90° de flexão. Isso acontece porque a 90° o braço de momento do músculo é máximo e, conseqüentemente, sua força angular também é máxima (LIPPERT, 2003; HALL, 2005).

Conforme a Figura 2.25, para testar o músculo bíceps braquial à articulação do cotovelo é fletida contra-resistência quando o antebraço está supinado. Se atuando normalmente, o músculo forma uma protuberância proeminente na face anterior do braço, que é facilmente palpável (KENDALL *et al.*, 1995).



Figura 2.25: Teste muscular manual do bíceps braquial. Fonte: KENDALL *et al.*, 1995.

É importante ressaltar que o músculo braquial apresenta a mesma inervação do músculo bíceps braquial, ou seja, é inervado pelo nervo musculocutâneo (C5 e C6) e também apresenta atuação durante a flexão do cotovelo. O músculo braquial é um músculo fusiforme e achatado, que se situa abaixo ao músculo bíceps braquial sendo o principal responsável pela manutenção da flexão do cotovelo (HAMILL e KNUTZEN,

1999). Este músculo não é influenciado pela pronação e supinação do antebraço sendo considerado como um “puro” flexor que atua no máximo da sua potência em aproximadamente 120° de flexão do cotovelo (MOORE e DALLEY, 2001). Outro músculo que apresenta eficiência na flexão do cotovelo é o músculo braquiorradial. Este músculo realiza maior atividade em uma angulação de 120° de flexão do cotovelo com o antebraço na posição de supinação (HALL, 2005).

Diante da eficiência da ação flexora dos músculos braquial e braquiorradial na angulação de 120°, entende-se que à angulação de 90° de flexão do cotovelo com o antebraço supinado demonstra melhor a representabilidade de acordo com a ação principal e predominante do músculo bíceps braquial (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

2.2- Estimulação Elétrica Neuromuscular

2.2.1- Histórico da Estimulação Elétrica Neuromuscular

Desde os tempos antigos os fenômenos físicos envolvendo a eletricidade são observados, entretanto, somente nos últimos séculos é que os pesquisadores passaram a estudá-los mais a fundo e a entendê-los. Na história da medicina, a eletricidade remota de tempos antigos, com Plínio, Platão e Aristóteles, que usavam raio, enguias elétricas e o peixe elétrico para produzir choque (NELSON *et al.*, 2003; RUSHTON, 2003). Os povos gregos e romanos também descreveram, de forma empírica, o uso da corrente elétrica com finalidades terapêuticas para aliviar cefaléias e dores articulares. Porém, foi somente no século XVIII com o iluminismo que ocorreu uma acelerada busca pelas explicações dos fenômenos elétricos observados em animais. Nesta época, o uso da eletricidade no tratamento das doenças ganhou popularidade graças à construção dos primeiros “acumuladores de energia” que permitiram a difusão da aplicação de carga elétrica nos seres humanos e a publicação do livro de Jonh Wesley no qual apresentava tratamentos para a dor de cabeça, gota e histeria (LIANZA, 1993; GUIRRO e GUIRRO, 2002).

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 estão envolvidos em processos fisiológicos fundamentais como a condução nervosa e a

contração muscular. Luigi Galvani apresentou o primeiro relato sobre as propriedades elétricas dos músculos e nervos no final do século XVIII, desencadeando uma série de pesquisas e experiências ligadas aos efeitos elétricos internos e externos do corpo (apud VENEZIANO, 2006). No século XIX o francês Du Bois-Reymond (apud VENEZIANO, 2006) demonstrou haver evidência de atividade elétrica em músculos humanos durante contrações voluntárias. Em 1835 o estudioso Guillaume Benjamin Duchenne interessou-se pela aplicação da corrente farádica no tratamento de várias patologias. Nesse período, Duchenne observou que a colocação de eletrodos implantados na pele era suficiente para estimular os músculos, possibilitando assim a utilização da estimulação elétrica como método de diagnóstico e tratamento (LIANZA, 1993; GUIRRO e GUIRRO, 2002; KITCHEN, 2003). Entretanto, os sinais musculares só puderam ser visualizados a partir da década de 1920, por meio de osciloscópio de raios catódicos conforme demonstrado da Figura 2.27 (apud VENEZIANO, 2006).

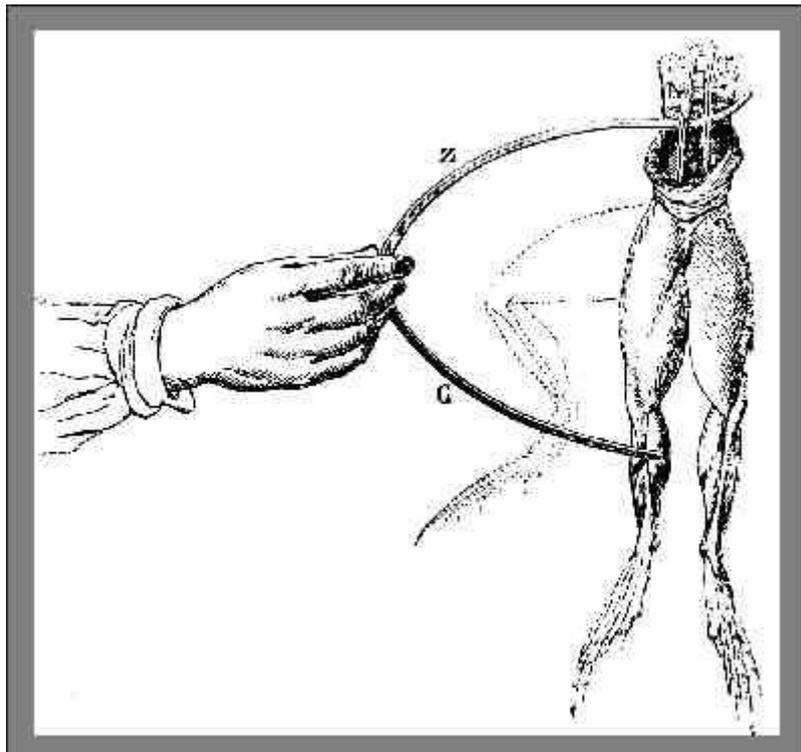


Figura 2.26: Luigi Galvani apresentou o primeiro relato sobre as propriedades elétricas dos músculos e nervos no final do século XVIII. Fonte: <http://www.alchemical.org/em/img/FrogLegs.jpg>.

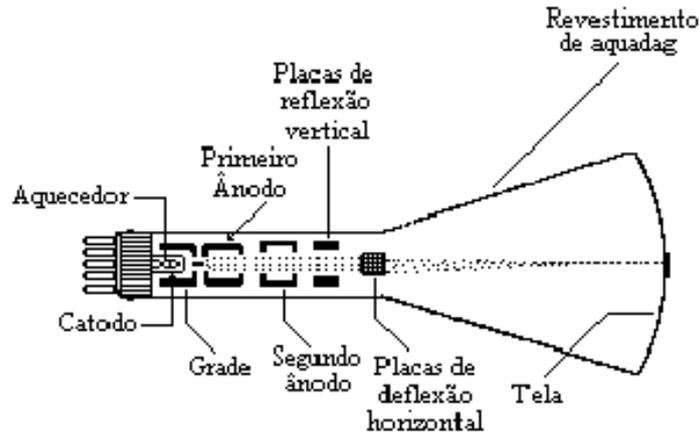


Figura 2.27: Osciloscópio de raios catódicos. Fonte: <http://www.del.ufms.br/tutoriais/oscilosc/oscilosc1.gif>.

No início do século XX o empirismo começou a dar lugar aos primeiros trabalhos de cunho científico e o uso da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) passou a ser indicação absoluta na prevenção de atrofia em músculos deservados provenientes quase sempre de lesões neurológicas (PIERRE *et al.*, 1986). Os efeitos promovidos pela EENM em músculos hipotônico e com atrofia foram surpreendentes e, assim, esse recurso passou a ser difundido e requisitado pelos profissionais da área da saúde.

Com o advento da eletrônica a partir da década de 50, aliado ao crescente conhecimento da eletrofisiologia, a estimulação elétrica dos tecidos excitáveis tornou-se mais acessível e segura. À medida que a tecnologia digital passou a ser aplicada nessa área e com os avanços na tecnologia de circuitos integrados, produziram-se pulsos elétricos extremamente precisos (GUIRRO e GUIRRO, 2002).

Nas últimas décadas, dois fatores precipitaram um interesse renovado sobre os efeitos da EENM em músculos inervados. O primeiro foi o desenvolvimento de novos tipos de estimuladores, mais versáteis e mais acessíveis. O segundo fator se refere aos relatórios na metade dos anos 70, sobre a eficácia dos programas de EENM para desenvolver a força em atletas de elite, em indivíduos saudáveis e, por extensão, sua utilidade no tratamento de músculos enfraquecidos. Em 1976, nos Jogos Olímpicos de Montreal, atletas soviéticos foram observados utilizando a EENM associada aos exercícios voluntários como técnica de fortalecimento muscular. No ano seguinte, durante um simpósio sobre aplicações da EENM, o cientista soviético Yakov Kots afirmou que a EENM, aplicada em atletas de elite, produzia contrações musculares intensas – de 110 a 130% da contração voluntária máxima – sem nenhum desconforto. Dr. Kots assegurou também que um treinamento de 3 a 4 semanas com a EENM teria

produzido ganhos de força de 30 a 40%, bem como ganhos funcionais. Após essa divulgação a EENM usada para melhorar a performance muscular explodiu nos Estados Unidos da América e pesquisadores ocidentais reconheceram rapidamente o potencial de tal técnica e logo iniciaram estudos planejados para comprovar os resultados do pesquisador soviético (PIERRE *et al.*, 1986; LIANZA, 1993; ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001; KITCHEN, 2003; NELSON *et al.*, 2003; GUIRRO e GUIRRO, 2002; RUSHTON, 2003).

É bem evidente que as limitações documentais de metodologia, procedimentos e análise estatística impediram a reprodutibilidade dos trabalhos do Dr. Kots. Embora os estudos ocidentais não tenham confirmado seus achados, eles sustentaram o ponto de vista de que a EENM poderia vir a fortalecer um músculo inervado. Os trabalhos mais recentes nesta área focalizaram não somente os efeitos da EENM sobre o músculo normal, mas também no controle de uma variedade de desordens musculares comumente encontradas nos pacientes e os benefícios da integração do uso da EENM com exercícios voluntários e com exercícios de coordenação motora (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001; NELSON *et al.*, 2003).

Atualmente, os trabalhos científicos ampliaram o uso da EENM e, com esse avanço, especialistas em fisioterapia, medicina desportiva, fisiologia, engenharia, ciência da computação, ortótica e cinesiologia têm expressado seu interesse na utilização de correntes elétricas terapêuticas como coadjuvante no exercício, na cura de enfermidades ou na melhora do condicionamento físico humano (BRASILEIRO e VILAR, 1999; PIRES, 2004).

Particularmente, o que se observa é que o desenvolvimento histórico da EENM foi caracterizado por um padrão cíclico, alternando entre períodos de grande popularidade e de total desprezo, e que hoje em dia ainda se tem muito que buscar e conhecer sobre essa ferramenta, sua aplicação e seus efeitos sobre o corpo humano.

2.2.2- Preceitos da Estimulação Elétrica Neuromuscular

A eletricidade gerada dentro do corpo serve para controlar e operar nervos, músculos e órgãos. Essencialmente, todas as funções e atividades do corpo envolvem de alguma forma a corrente elétrica. As correntes estimuladoras de músculos e nervos são correntes elétricas capazes de causar a geração de potências de ação, entretanto, essas

correntes precisam ter intensidade suficiente e uma duração apropriada para causar despolarização da membrana nervosa ou muscular (SNYDER-MACKLER *et al.*, 1991).

Por definição a corrente elétrica é o fluxo ordenado de carga elétrica (geralmente íons) de um lugar a outro através da matéria (KITCHEN, 2003; NELSON *et al.*, 2003). Para que a corrente elétrica flua, devem existir transportadores de carga (elétrons ou íons) na matéria e uma força que faça os mesmos se moverem (GUIRRO e GUIRRO, 2002). A corrente elétrica é medida usando um amperímetro e a unidade em que é dada é o ampère, que é definido como a taxa de passagem do fluxo de cargas por um ponto fixo de referência em um condutor. O ampère é uma unidade muito grande quando se trata da estimulação elétrica neuromuscular e, portanto, unidades menores são mais comumente utilizadas como o miliampère (mA) e o microampère (μ A).

A corrente elétrica quando aplicada por um estimulador elétrico deve permitir o uso de uma voltagem suficiente para conduzir a corrente por meio da impedância do meio condutor (no caso, o tecido). Estes estimuladores clínicos são projetados como estimuladores de corrente constante ou de voltagem constante. Estimuladores de voltagem constante são aqueles que modificam a corrente conforme a impedância do tecido ou a interface tecido-eletrodo, mas mantêm constante a voltagem. De modo contrário, estimuladores de corrente constante modificam a voltagem de acordo com a impedância do tecido, porém mantêm a corrente inalterada. As respostas fisiológicas e os resultados clínicos básicos, promovidos pela estimulação elétrica, tendem a ser idênticos e independentes tanto para o uso de estimuladores de voltagem ou de corrente constante (ALON *et al.*, 1994).

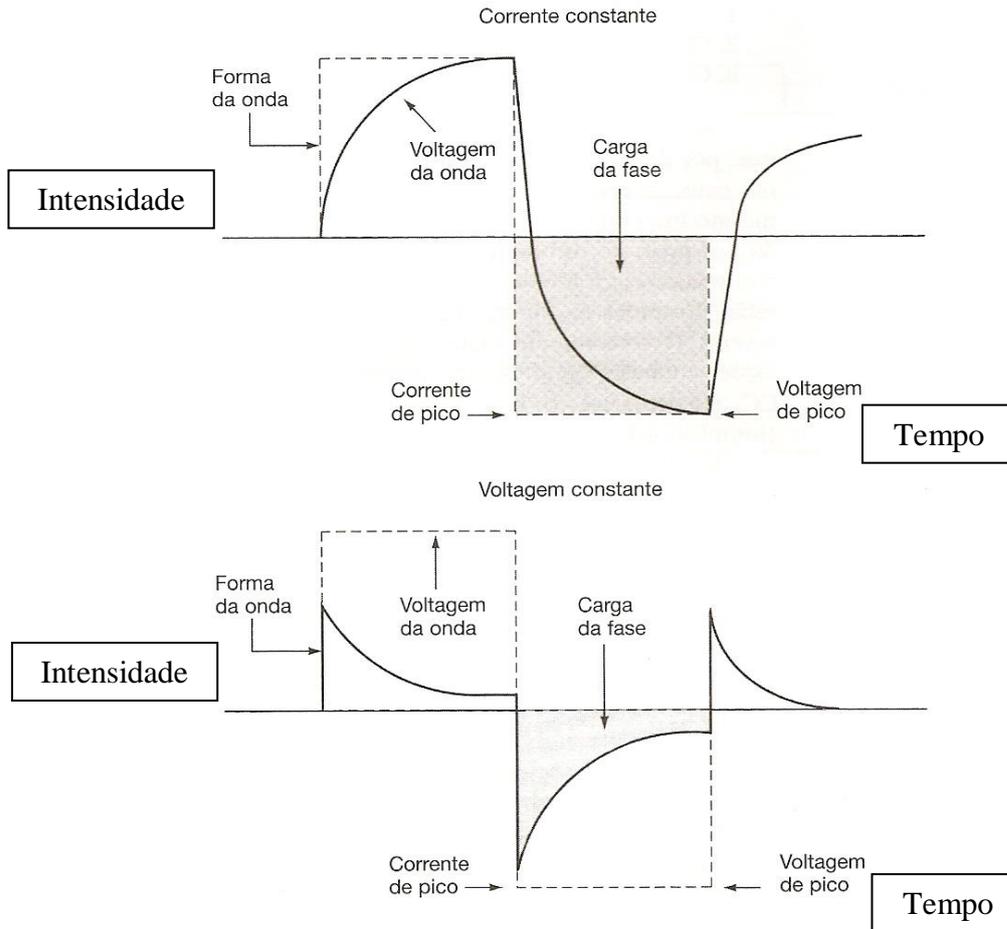


Figura 2.28: Estimuladores clínicos são projetados como estimuladores de corrente constante ou de voltagem constante. Fonte: Modificado de Nelson *et al.*, 2003.

Há três tipos de corrente elétrica terapêutica: 1) a corrente contínua é aquela na qual o fluxo de elétrons está em uma única direção; 2) a corrente alternada é aquela na qual a corrente flui primeiro por um caminho e depois por outro; 3) a corrente pulsada é aquela na qual ocorre um fluxo não-contínuo de correntes contínua ou alternada (GUIRRO e GUIRRO, 2002; KITCHEN, 2003).

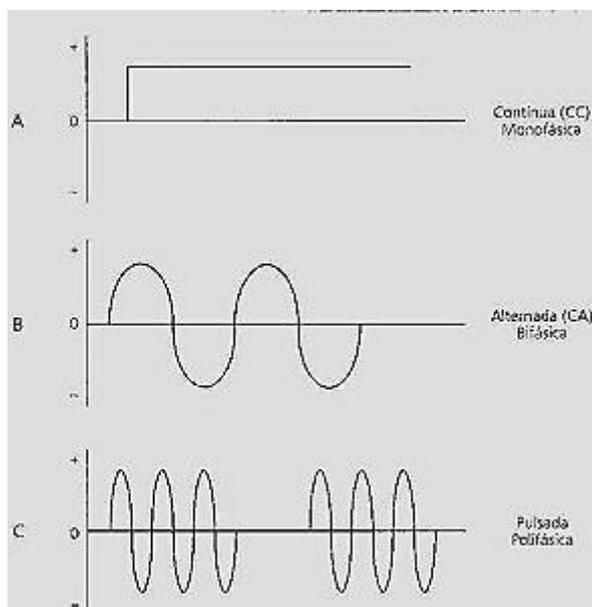
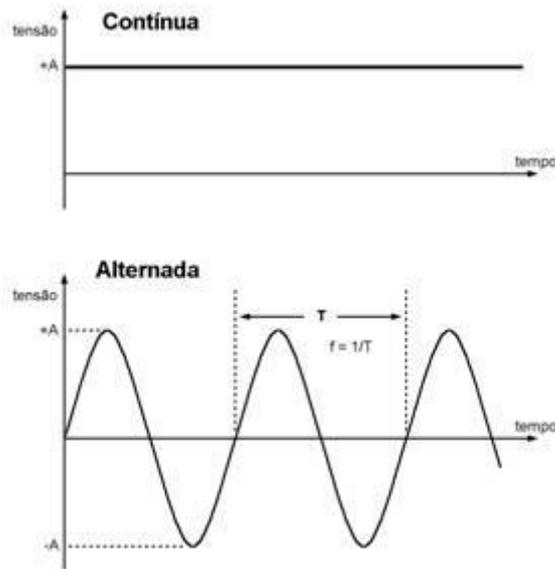


Figura 2.29: Representação dos três tipos de corrente elétrica: contínua, alternada e pulsada. Fonte: www.demic.fee.unicamp.br/~elnatan/ee623/lab6/IMG00069.GIF.

As correntes elétricas terapêuticas possuem algumas características próprias como:

1- a forma de onda, que é mais utilizada para descrever a forma de uma corrente alternada ou pulsada, designada como simétrica ou assimétrica e sendo dividida em ondas quadrática, retangular, dente de serra, sinusóide, espícula, exponencial, pontiaguda e triangular;

2- a fase da corrente, que é um fluxo de corrente em uma direção por um período definido de tempo, classificadas como monofásica (caracterizada pelo afastamento do pulso a partir da linha de corrente zero em apenas uma direção) ou bifásica

(caracterizada por um pulso que se afasta da linha base primeiro em uma direção e depois na direção oposta);

3- a amplitude da onda, que é representada por um pico máximo durante a fase da corrente;

4- a intensidade da estimulação, que é representada pelo mA ou μA é, na maioria das vezes, ajustada de acordo com cada sujeito.

5- a duração da fase, que é o tempo decorrido desde o início até o fim de uma fase de um pulso ou de um ciclo de uma corrente alternada. A duração do pulso, que é o tempo total decorrido do início ao fim de um pulso incluindo a duração da fase e o intervalo interfase.

6- o intervalo interfase, que é o período sem atividade elétrica entre duas fases de um pulso e o intervalo interpulso, que é o período de tempo sem atividade elétrica entre dois pulsos sucessivos;

7- tempo de subida, que é o tempo necessário para que a extremidade de uma fase saia da linha de base zero até atingir a amplitude de pico da fase e o tempo de descida, que é o tempo necessário para que a extremidade de uma fase diminua a amplitude de pico até a linha de base zero;

8- a frequência de repetição dos pulsos, que é o número de vezes que a onda se repete por segundo. A unidade para correntes pulsadas é pulsos por segundo (pps) e para correntes alternadas é *hertz* (Hz);

9- o período, que compreende o tempo em que qualquer ponto de referência arbitrário em um pulso leva para atingir o mesmo ponto no pulso seguinte;

10- a carga da fase, que pode ser definida como a quantidade de eletricidade que atinge o meio biológico em cada fase de cada pulso;

11- a modulação, que pode modular qualquer uma das variáveis: a amplitude, a duração da fase ou pulso, a frequência, o tempo de subida e descida e etc.;

12- modulação temporal, que são variações no padrão de liberação de uma série de pulsos de uma corrente alternada com períodos de estimulação elétrica (tempo *On*) alternados por períodos de repouso (tempo *Off*) medidos em segundos;

13- taxa de repetição, que é definida como a razão do tempo *On* em relação ao tempo total da estimulação expressa em porcentagem;

14- *burst*, que é usado para descrever a série de pulsos ou ciclos de uma corrente alternada liberados durante o tempo *On* da estimulação elétrica. Outras características

que definem a estimulação elétrica em *burst* é a duração do *burst*, a frequência e o intervalo *interburst*;

15- intervalo *interburst*, que corresponde ao tempo *Off* do estímulo, é sinônimo de intervalo entre os pulsos.

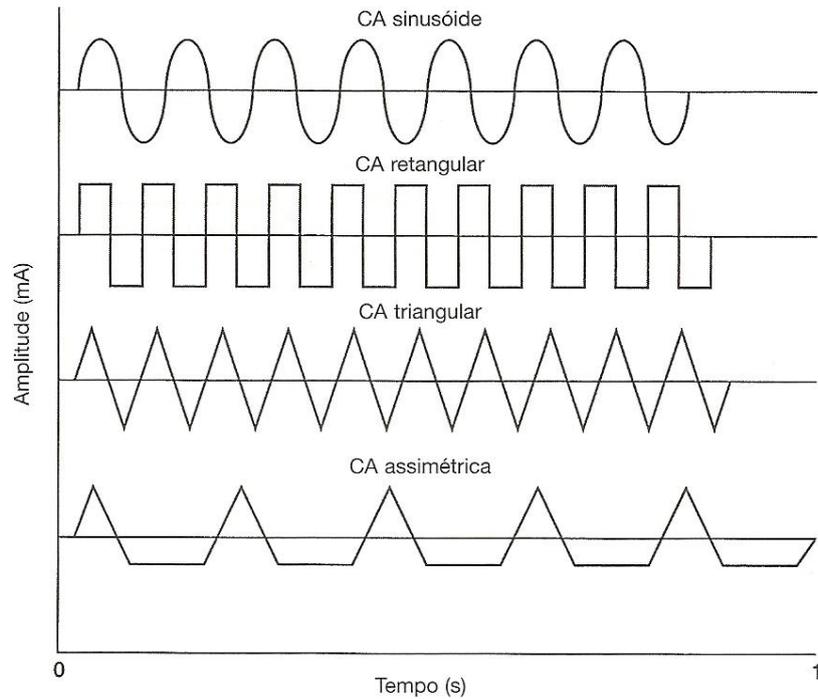


Figura 2.30: Formas diferentes de onda. Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

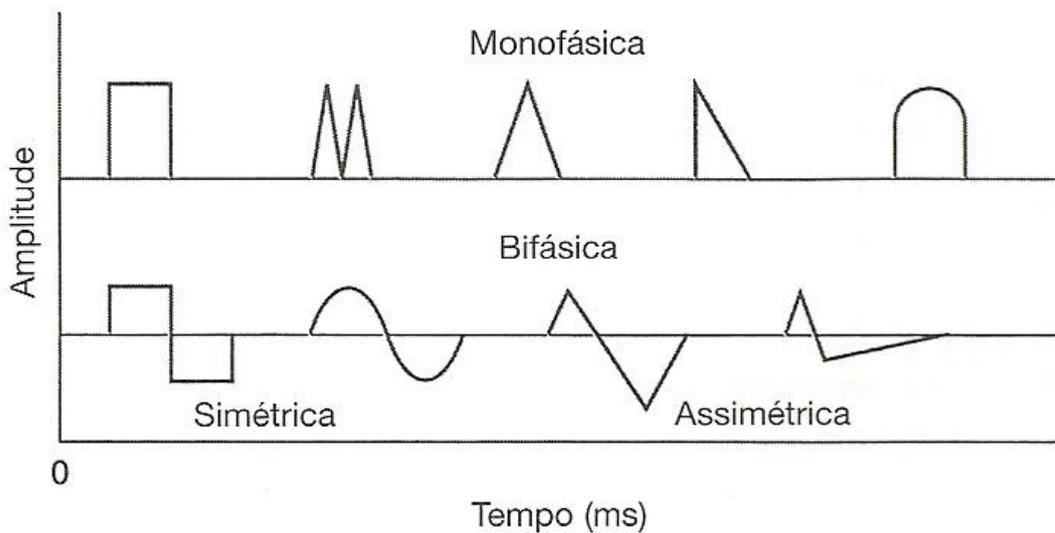


Figura 2.31: Fase da corrente. Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

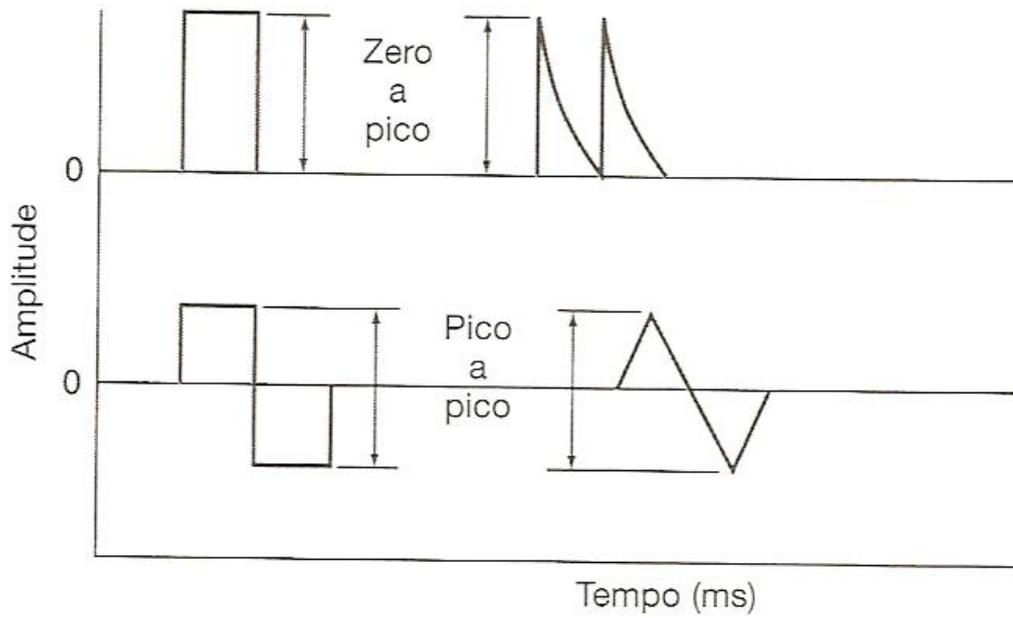


Figura 2.32: Amplitude de pico da corrente. Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

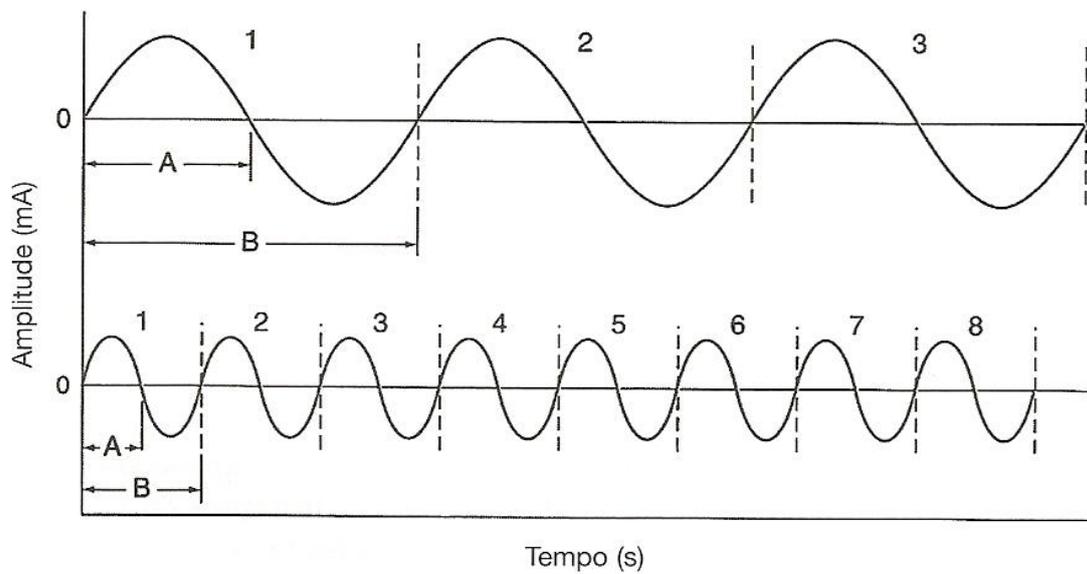


Figura 2.33: Relações entre a frequência de pulso e a duração de fase de ondas sinusóides liberadas de forma contínua. A letra A representa a duração da fase e a letra B a duração do pulso. Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

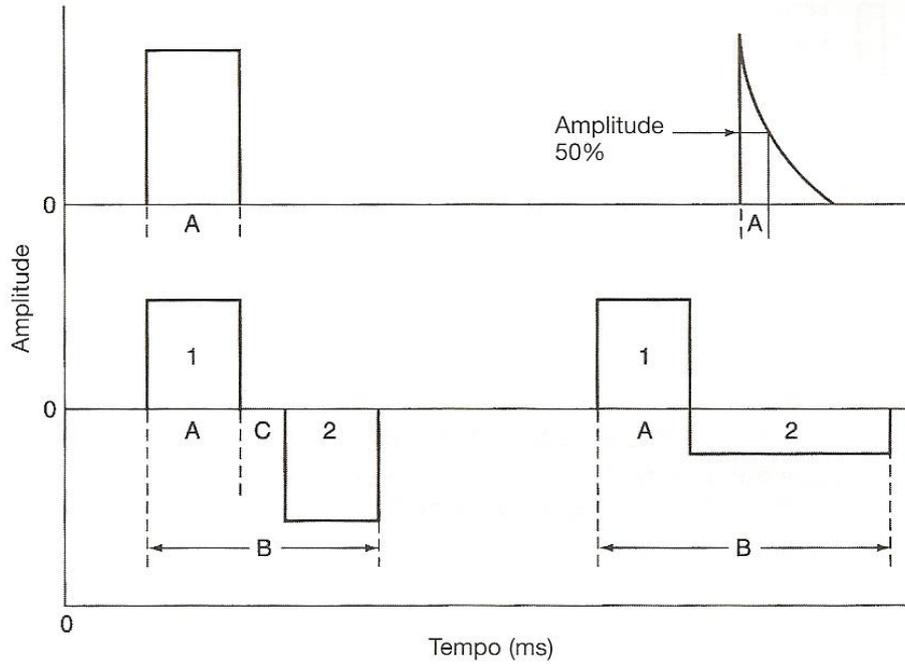


Figura 2.34: A) tempo da fase; B) tempo do pulso; C) tempo do intervalo interpulso. Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

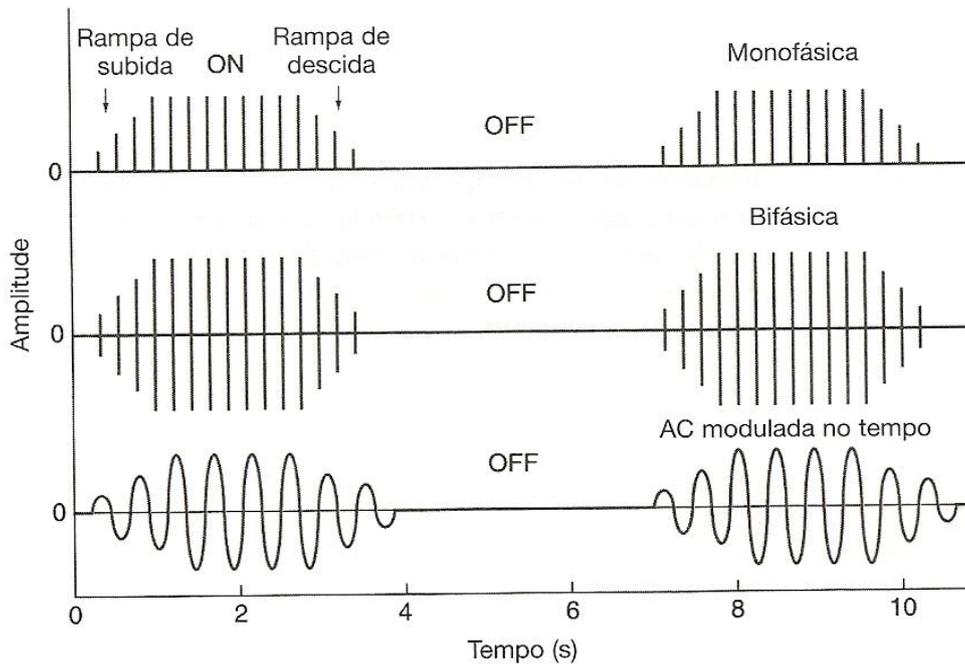


Figura 2.35: Modo de corrente interrompida com rampa de subida e de descida. Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

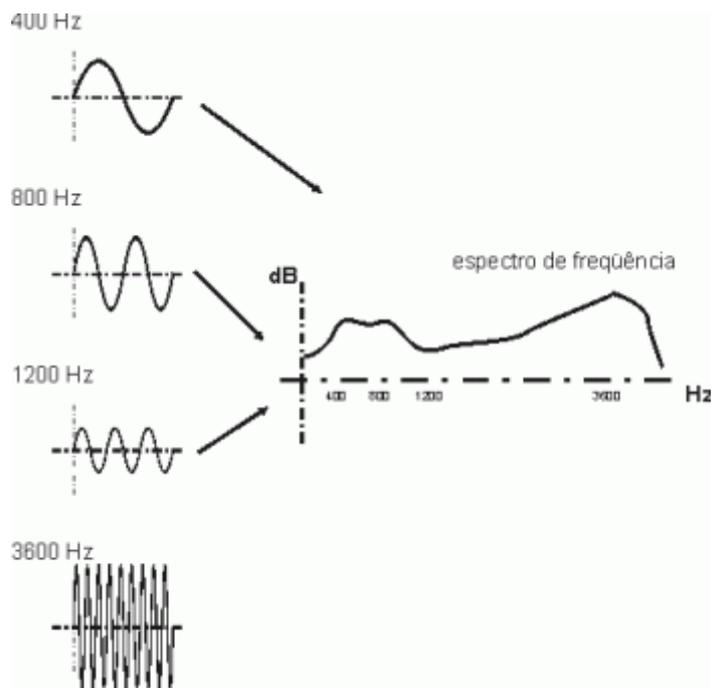


Figura 2.36: Frequencia de repetição dos pulsos. Fonte: http://www.marcelomelloweb.kinghost.net/mmsonorizacaoap2_09espectroHz.gif.

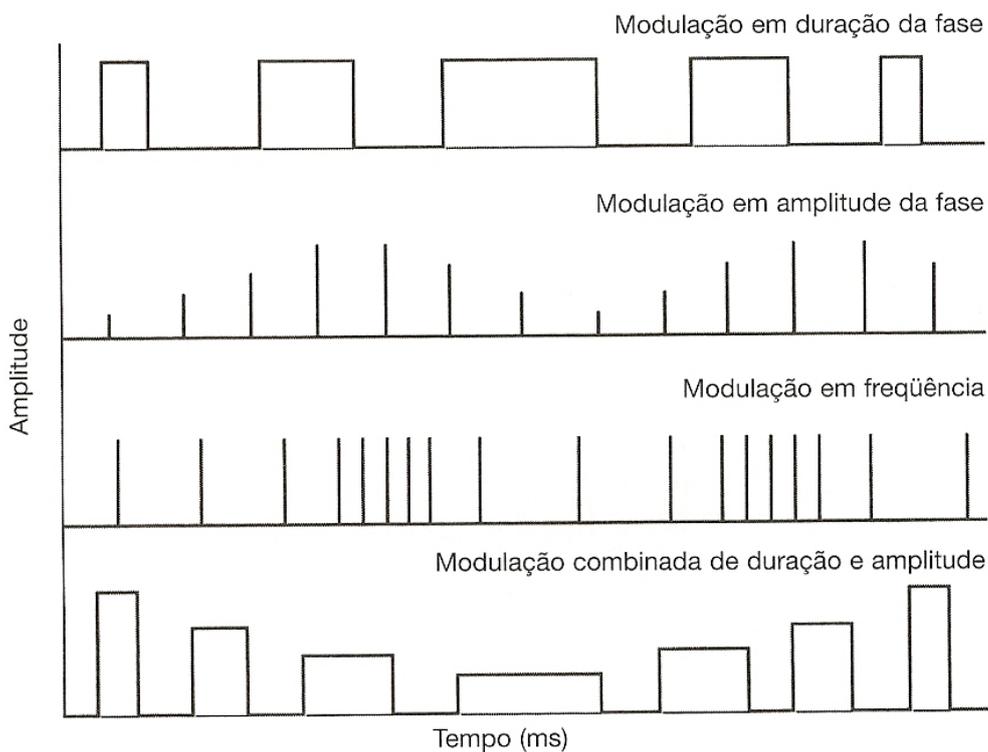


Figura 2.37: Modulação da fase, frequência, duração e amplitude do pulso. Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

As características descritas acima são comumente aplicadas a EENM, entretanto, algumas mudanças nesses padrões próprios podem ocorrer. Essas mudanças podem ser

sequenciais, intermitentes ou variáveis em natureza e são referidas como modulações (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001).

Com relação à amplitude do sinal é importante ressaltar que a amplitude deve ser mantida em níveis seguros, pois a energia transferida para a impedância dos tecidos se converte em calor e, não se sabe com certeza, qual a emissão efetiva de corrente elétrica que está sendo aplicada ao corpo. As durações de fase também são curtas para evitar um aquecimento significativo do tecido e, portanto, são expressas em frações de um segundo, como microssegundos (μs) ou milissegundos (ms) (BINDER-MACLEOD *et al.*, 1997). Contudo, tem-se observado que larguras de fase entre 200 a 500 μs são mais efetivas na ativação do nervo motor.

A superioridade da corrente bifásica, em comparação com a corrente monofásica, refere-se ao fato do componente contínuo ser zero e, com isso, minimizar a ionização da pele sob os eletrodos. Com relação ao tipo de corrente, o pulso quadrático é indicado para a estimulação muscular por apresentar um incremento rápido da sua amplitude, além de não promover os efeitos deletérios causados pela concentração iônica (ALON *et al.*, 1994). Porém, para Dellito e Rose (1986) não existe nenhuma forma de onda melhor ou superior, já que, o marco diferencial no conforto e na promoção da força muscular é a percepção referida pelos voluntários.

O tempo de subida e de descida programados no estimulador é importante porque evita os efeitos fisiológicos da acomodação que pode ocorrer com a estimulação repetida e também torna a contração elicitada pela estimulação elétrica mais semelhante e próxima do fisiológico (KOBETIC *et al.*, 1999).

TERMINOLOGIA QUANTO À FASE E À CORRENTE		
Parâmetro	Sinônimos	Unidade de Medida
Duração da fase	Largura, tempo e duração do pulso	Microssegundos ou Milissegundos
Intervalo interpulsos	Espaçamento interpulsos, período de repouso	Milissegundos
Duração do burst	Pacote, batimento, envelope	Milissegundos
Intervalo interbursts	Espaçamento interbursts, período de repouso	Milissegundos
Corrente interrompida	On e Off	Segundos
Rampa de subida e descida	Up e Down	Segundos

Quadro 2.2: Diferenciação quanto à terminologia utilizada na EENM. Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

A princípio, o fluxo de corrente elétrica terapêutica através de um meio biológico resulta em três efeitos fisiológicos básicos: eletroquímicos, eletrofísicos e eletrotérmicos (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001; NELSON *et al.*, 2003):

- efeitos eletroquímicos: ocorre quando a corrente elétrica terapêutica causa à formação de novos compostos químicos. Os compostos químicos já existentes são alterados pelo fluxo da corrente e este fenômeno é observado com a aplicação de uma estimulação elétrica com corrente contínua.
- efeitos eletrofísicos: a carga elétrica causa movimentação iônica independente de serem eletrólitos ou moléculas não-dissociadas. As consequências fisiológicas mais conhecidas dos movimentos iônicos incluem a excitação de nervos periféricos, que na presença de uma corrente elétrica apropriada movimentam os íons sódio e potássio através da membrana celular, contração de músculos esqueléticos ou lisos, ativação de mecanismos endógenos de analgesia e diversas respostas vasculares.
- efeitos eletrotérmicos: a movimentação de partículas carregadas em um meio condutor causa uma microvibração dessas partículas. Essa vibração e as forças de fricção associadas às células levam a produção de calor.

Teoricamente, toda vez que uma corrente elétrica percorre o corpo todos os três efeitos ocorrem, porém saber qual dos três efeitos é predominante durante a estimulação elétrica é um pré-requisito para a compreensão das respostas fisiológicas à corrente terapêutica (NELSON *et al.*, 2003). O conhecimento da corrente elétrica terapêutica, da forma e das características da onda, da fase e da carga da corrente, a duração do pulso, a frequência de repetição, os efeitos diretos e indiretos e o entendimento dos níveis fisiológicos nos quais esses efeitos ocorrem permitem um modelo sistemático voltado para a clínica. Esse modelo pode então ser usado na escolha do método de tratamento necessário para a obtenção dos melhores resultados clínicos.

2.2.3- Eletrodos de Superfície

Os eletrodos de superfície são o meio pelo qual o fluxo de elétrons do circuito de saída do estimulador é convertido em um fluxo de corrente iônica nos tecidos vivos. Esses eletrodos são não invasivos e devem ser duráveis, bem aderidos, flexíveis o suficiente para que se adaptem a qualquer superfície corporal e ainda assim mantenham

sua condutância elétrica (APARICIO, 1994; GUIRRO e GUIRRO, 2002; KITCHEN, 2003).

Os eletrodos de superfície usados nas aplicações eletroterapêuticas como na EENM são feitos de silicone impregnado com carbono sobre uma base metálica ou não-metálica condutora e podem ser divididos em: 1) não-adesivos: necessitam de um meio condutivo, normalmente gel a base de água e devem ser fixados com fita adesiva; 2) auto-adesivos: não necessitam de fixação com fita e nem do meio condutivo o que torna sua aplicação mais fácil e rápida, porém apresenta uma vida útil relativamente curta.



Figura 2.38: Eletrodos não-adesivos (1) e auto-adesivos (2). Fonte: www.biomedicasm.com.br.

Para que um eletrodo funcione adequadamente ele deve estar bem acoplado ao tecido e toda a sua área deve estar em contato com o tecido-alvo para evitar aumentos não intencionais na densidade da corrente no sítio de estimulação. Os eletrodos precisam de um meio condutor, como gel a base de água ou líquido eletrolítico, entre o eletrodo e a superfície da pele com o intuito de reduzir a impedância eletrodo-pele e facilitar as trocas eletro-iônicas. Este meio condutivo deve cobrir totalmente a superfície do eletrodo para evitar focos de alta densidade da corrente e, nunca deve ser aplicado de modo a unir a área entre os eletrodos, pois isto acaba criando um caminho de baixa impedância indesejável na superfície da pele (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001; NELSON *et al.*, 2003).

Os eletrodos de superfície apresentam uma grande variedade de arranjos, tamanhos e formatos e, cada um desses fatores pode afetar a amplitude da corrente (determinação da reação dos tecidos biológicos a estimulação). Os determinantes da intensidade da corrente são o fluxo total da corrente no circuito de saída do estimulador

e o tamanho da área de aplicação. Em geral, quanto maior a magnitude da corrente, maior o “efeito” nos tecidos pelos quais a corrente passa, e já se sabe que, a área de um eletrodo afeta a amplitude da corrente, pois o aumento da área de superfície de um eletrodo diminui a impedância eletrodo-pele (KITCHEN, 2003).

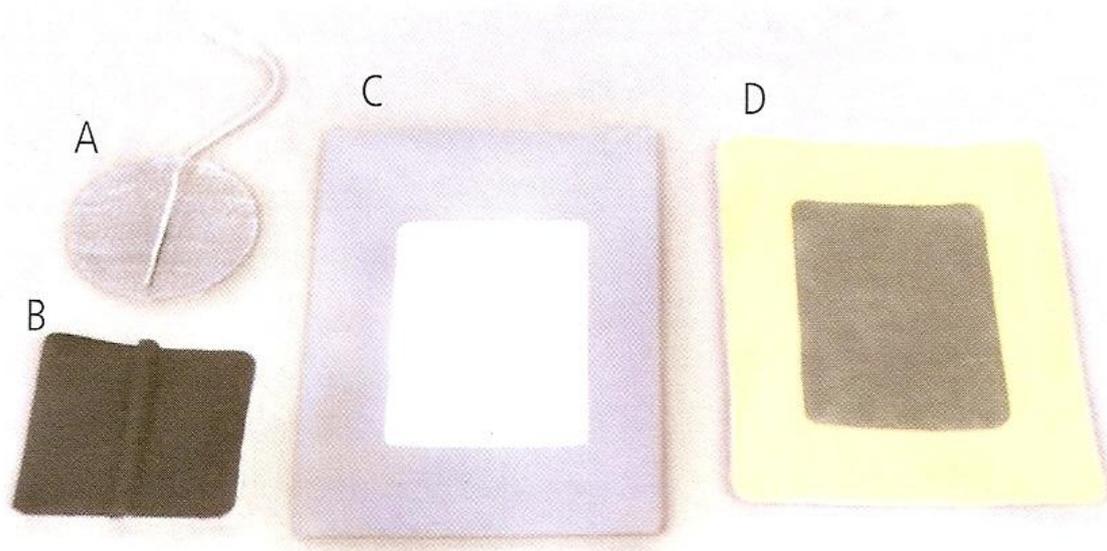


Figura 2.39: Tipos de eletrodos utilizados na EENM. A) auto-adesivo; B) silicone-carbono; C) alumínio; D) chumbo. Fonte: Guirro e Guirro, 2002.

O tamanho dos eletrodos de superfície está associado à impedância da pele, à intensidade da corrente, à discriminação perceptiva da resposta excitatória e a especificidade da estimulação. Em suma, quanto maior o eletrodo menor a impedância da pele. Para Alon *et al.* (1994) eletrodos maiores produzem respostas motoras mais fortes e sem dor, enquanto que eletrodos menores aumentam a resistência e a impedância da pele e, acabam elucidando uma estimulação dolorosa logo após ter atingido a estimulação motora. A explicação mais possível desse fenômeno é que, por meio do aumento dos eletrodos mais unidades motoras ficam imediatamente abaixo deste e, portanto, são recrutadas simultaneamente. Além disso, eletrodos maiores apresentam uma impedância na interface eletrodo-pele consideravelmente menor que os eletrodos menores (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001) e, portanto, produzem uma contração muscular melhor e com menos carga de fase, tornando a estimulação elétrica mais confortável. Previsivelmente, a escolha do tamanho do eletrodo a ser utilizado é feita de acordo com os objetivos do tratamento e com as respostas do paciente.

A colocação do eletrodo é outro fator que influencia a impedância e a magnitude da corrente e, portanto, a resposta do tecido. À vista disso, a impedância do tecido causa uma conturbação no percurso da corrente elétrica e acaba não permitindo que a corrente seja transmitida de um eletrodo para o outro em linha reta. A tendência da corrente em dispersar quando há um grande espaçamento entre os eletrodos pode ser usada como vantagem quando o objetivo é estimular tecidos mais profundos, contudo, a colocação dos eletrodos pode ficar ainda mais complicada pela proximidade de axônios nervosos e receptores de dor, que não é de interesse que sejam estimulados. A colocação ótima dos eletrodos é em parte uma arte e em parte uma ciência (ALON *et al.*, 1994; ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001).

Os eletrodos de superfície são parte integrante do sistema de estimulação elétrica e seu tamanho, material e técnica de colocação afeta de modo dramático as respostas fisiológicas e os resultados clínicos.

DESCRIÇÃO DOS ELETRODOS DE SUPERFÍCIE	
Exigências	
Condutibilidade alta e uniforme.	
Flexibilidade para se adaptar a várias áreas do corpo.	
Durabilidade e resistência à quebra por forças mecânicas ou elétricas.	
Pressão de colocação uniforme tanto nos auto-adesivos quanto nos fixados com faixas externas.	
Todos os eletrodos perdem a condutibilidade com o passar do tempo, principalmente os auto-adesivos. Então, a uniformidade da condução deve ser checada com frequência.	
Os perímetros não indicam necessariamente o tamanho do eletrodo que está agindo.	
Deficiências	
<i>Carbano-silicone</i>	<i>Auto-adesivos</i>
<ul style="list-style-type: none"> • A aplicação toma tempo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Menor condutibilidade que os de carbono-silicone.
<ul style="list-style-type: none"> • Podem se deslocar durante o tratamento. 	<ul style="list-style-type: none"> • Perde a uniformidade da condutância e da condução rapidamente.
<ul style="list-style-type: none"> • As esponjas secam em pouco tempo, perdendo a uniformidade da condução. 	<ul style="list-style-type: none"> • A remoção pode ser desagradável.
<ul style="list-style-type: none"> • Difíceis de serem fixados nos ombros, pescoço, coluna e pelve. 	<ul style="list-style-type: none"> • Uso individual.
<ul style="list-style-type: none"> • Pressão não uniforme em superfícies irregulares. 	<ul style="list-style-type: none"> • Relativamente caros.
	<ul style="list-style-type: none"> • Causam irritação e/ou desconforto cutâneo com mais frequência.

Quadro 2.3: Descrição dos eletrodos de superfície utilizados na EENM. Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

2.2.4- Informações Gerais sobre a Segurança do Estimulador Elétrico Neuromuscular

Os estimuladores elétricos utilizados na prática clínica fisioterapêutica vêm ganhando uma evolução constante com o uso de componentes computadorizados possibilitando assim, estimuladores mais seguros, adaptáveis a diferentes usos e mais confiáveis. Todos os estimuladores elétricos neuromusculares têm em comum os componentes computadorizados e funcionais demonstrados na Figura 2.40.

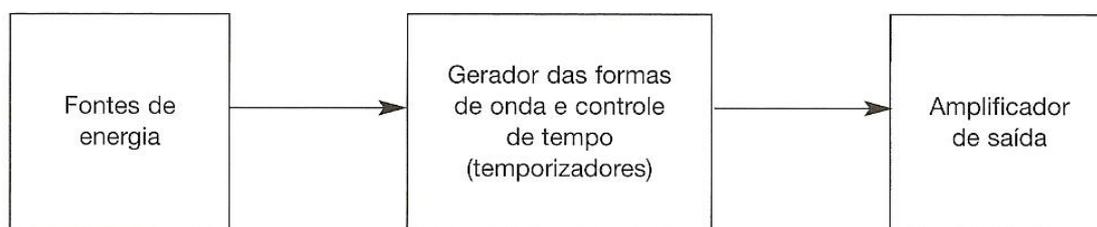


Figura 2.40: Componentes funcionais do estimulador. Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

Os fisioterapeutas brasileiros não dão à atenção necessária aos equipamentos eletroterapêuticos por eles utilizados, e acabam não questionando ao representante da indústria fabricante quanto a sua “vida útil” ou mesmo não mantendo uma rotina de manutenção dos equipamentos já em uso. Vale lembrar que, a reflexão sobre os equipamentos que estão sendo comercializados atualmente no mercado nacional, os disponíveis no local de trabalho e a conscientização de uma devida aferição dos equipamentos são responsabilidade dos profissionais que os utilizam. Cabe ainda ao profissional que manuseia esses equipamentos eletroterapêuticos a verificação da segurança mecânica e a saída de energia elétrica do equipamento com o intuito de evitar um choque elétrico por vazamento de corrente (descarga dos capacitores do circuito) e queimaduras elétricas (GUIRRO e GUIRRO, 2002; KITCHEN, 2003; NELSON *et al.*, 2003).

Conhecendo as falhas existentes quanto ao manuseio e à manutenção dos equipamentos eletroterapêuticos e na perspectiva de melhorias na segurança a Agência Nacional de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde publicou a portaria nº 2043 de 12 de dezembro de 1994 (Anexo A) que instituiu o Sistema de Garantia de Qualidade de Produtos Correlatos referentes à regulamentação técnica e ao controle de qualidade de produtos para saúde. Esta portaria citada foi atualizada pela portaria nº 155 de 27 de

fevereiro de 1997 (Anexo B) que instituiu a alteração de prazos e procedimentos para a comprovação e a certificação de conformidade de equipamentos eletromédicos de acordo com a norma brasileira NBR IEC 60601-1: Equipamento Eletromédico. Apesar da criação dessas portarias, a implementação e o cumprimento destas para o processo de produção e posterior controle dos equipamentos terapêuticos ocorre de forma lenta no mercado brasileiro.

Nesse trabalho o estimulador elétrico neuromuscular escolhido foi o DUALPEX 961 da marca QUARK[®] Produtos Médicos. O estimulador elétrico neuromuscular possui registro na ANVISA (Registro na ANVISA nº 80079190022), autorização de funcionamento (nº 800791-9) e atende aos requisitos das normas de segurança para equipamentos eletromédicos NBR IEC 60601-1/1994 – equipamento eletromédico – parte 1 (prescrições gerais de segurança), emenda número 1/1997 da NBR IEC 60601-1/1994; – parte 2 (prescrições particulares para segurança de equipamentos para estimulação neuromuscular), NBR IEC 60601-2-10/1997 (Anexo B). O DUALPEX 961 é um equipamento dotado de diagnóstico eletrônico, ou seja, avisa quando há algum problema na emissão da corrente e/ou coloque em risco o paciente.



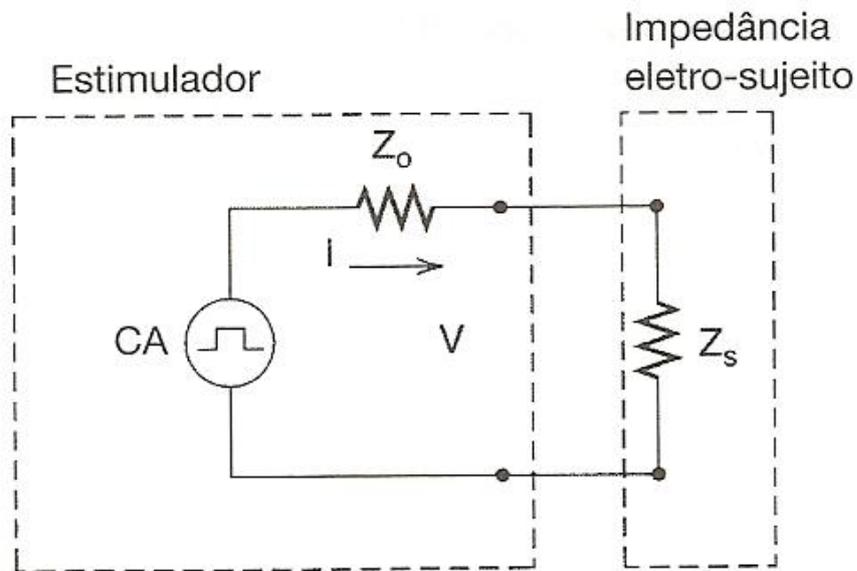
Figura 2.41: Equipamento DUALPEX 961. Fonte: Manual do equipamento.

Vale ressaltar também que os eletrodos podem causar danos ao paciente. O eletrodo de silicone-carbono desgasta-se com o tempo, cria ilhas de condução elétrica e perde parte da sua condutibilidade não permitindo, portanto, a passagem total da corrente. O eletrodo deve ser substituído no máximo a cada seis meses, mesmo que não seja utilizado ou até mensalmente em caso de uso intenso. A substituição deve ser

imediate em caso de fissuras no eletrodo. Nesse trabalho os eletrodos utilizados foram adquiridos e enviados pela empresa QUARK[®] Produtos Médicos (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001; NELSON *et al.*, 2003).

É importante lembrar que conhecendo as características das respostas celulares dos músculos e nervos a um impulso elétrico e os princípios da função neurofisiológica, o fisioterapeuta pode utilizar-se de um processo sistemático de escolha das melhores características de estimulação elétrica para alcançar a resposta desejada.

O quanto um estimulador age ou não como uma fonte ideal de corrente constante depende da magnitude da diferença entre as impedâncias do estimulador (Z_o) e do sujeito (Z_s) conforme apresentado na Figura 2.42. Tecidos diferentes apresentam impedâncias diferentes, os tecidos adiposos, ósseos e cutâneos tendem a ser piores condutores que os tecidos musculares e nervosos. A pele fornece o maior elemento de oposição ao fluxo de corrente, pois é composta principalmente por queratina e contém muito pouco fluído. As técnicas para reduzir a impedância da pele incluem hidratação, abrasão leve e aquecimento do tecido. Os efeitos da impedância da pele e da camada adiposa podem ser minimizados pelo uso de sinais de frequência mais alta, pois em geral, quanto maior a frequência, menor será a impedância ao fluxo de corrente. O circuito biológico resultante não é simplesmente resistivo, mas apresenta as características de uma impedância complexa, a qual tende a variar de indivíduo para indivíduo.



A. Circuito estimulador-sujeito simplificado

Figura 2.42: Representação do circuito de um estimulador conectado à impedância total-eletrodo. Fonte: Nelson *et al.*, 2003.

2.2.5- Estimulação Elétrica Neuromuscular e o Recrutamento das Unidades Motoras

A EENM refere-se à aplicação da corrente elétrica diretamente no corpo a fim de se produzir um efeito ou resultado terapêutico desejado. Atualmente, vêm sendo utilizada pelos especialistas como coadjuvante na reabilitação para o tratamento de hipotrofias, espasticidades, contraturas e fortalecimento, além de programas de treinamento com atletas gerando torque isométrico (PIERRE *et al.*, 1986; BRASILEIRO e VILAR, 1999). Todavia, o uso desta terapêutica para a progressão no percentual de recrutamento das unidades motoras, no aumento da força em músculos esqueléticos sadios e na possibilidade de aumentar a performance muscular é pouco documentada, o que torna fraca as evidências que sugerem que a EENM proporcione mais benefício do que os exercícios de resistência (SNYDER-MACKLER *et al.*, 1991; GUIRRO e GUIRRO, 2002).

As polêmicas que envolvem o uso da EENM para promover o recrutamento adicional das unidades motoras e melhorar a performance muscular iniciaram nas olimpíadas de Montreal, em 1976, quando os atletas da delegação russa foram observados utilizando a EENM, além dos exercícios voluntários como forma de

fortalecimento muscular (NORONHA *et al.* 1997). Embora os protocolos experimentais dos russos Kots e Chuilon não fossem bem documentados, seus relatos contribuíram para que os pesquisadores do mundo todo reconhecessem o potencial dessa técnica e ampliassem os estudos sobre a relação entre a EENM e o fortalecimento muscular.

É conhecido que a força muscular pode ser aumentada usando praticamente qualquer método, desde que a frequência de exercício e a intensidade de carga excedam suficientemente o nível normal ou atual de ativação daquele músculo (KITCHEN, 2003). Para Laufer *et al.* (2001), a EENM é uma ferramenta terapêutica utilizada para restaurar funções motoras e sensoriais e, em circunstâncias ortopédicas, é utilizada para aumentar a força isoladamente ou combinada com a atividade voluntária já que consegue aumentar a intensidade de carga no músculo. Contudo, Rushton (1997) definiu a EENM como uma técnica variável para a ativação e o fortalecimento muscular em pacientes com pouca motivação e com dificuldade em atingir a contração máxima e assegurou que em indivíduos saudáveis não a indicação do uso da corrente elétrica para aumentar o recrutamento de unidades motoras e a força muscular. Parizotto *et al.* (2003) afirma que a EENM pode acelerar a ativação e o ganho de força em programa de treinamento resistido particularmente em populações de paciente, entretanto, quando os níveis de força muscular são normais este recurso não estaria indicado. Entretanto, Laughman *et al.* (1983), afirmou em seu trabalho que o uso exclusivo da EENM é capaz de aumentar a força muscular de forma semelhante ou mesmo superior ao aumento proporcionado pelo exercício físico.

Há muitos questionamentos com relação à aplicação da EENM para aumentar o recrutamento de unidades motoras e melhorar a resistência muscular. As pesquisas que envolvem o uso da estimulação elétrica para a promoção do recrutamento das unidades motoras e para a produção de força são controversas e apresentam notórias discrepâncias na metodologia utilizada e nos resultados extraídos. Selkowitz (1989) descreveu que existem muitas variações na literatura a respeito dos parâmetros que devem ser utilizados na EENM, especialmente nas características como: a escolha da corrente elétrica, a amplitude do pulso, a forma de onda, a frequência empregada, a duração da contração, o tempo de repouso, o tempo de aplicação do recurso, a duração da fase de pulso e o protocolo de treinamento. Contudo, Brasileiro e Vilar (2000) e Robinson e Snyder-Mackler (2001) descreveram que o sucesso para o programa de EENM é a boa seleção dos parâmetros terapêuticos, sendo de fundamental importância para a produção da contração muscular uma determinada intensidade, com a duração do

pulso breve e uma amplitude maior. Aparício (1994) afirma que os efeitos da EENM dependem do tipo de estimulação e dos parâmetros empregados como o local aplicado, o tipo de eletrodo, a amplitude, a frequência, a intensidade, a forma de pulso e o ciclo de estimulação. De acordo com Rushton (2003) músculos lentos são estimulados com pequenas frequências, em torno de 10Hz, enquanto que músculos rápidos são estimulados com frequências superiores, cerca de 50Hz. Binder-Macleod *et al.* (1997) procuraram selecionar um ótimo padrão de estimulação para músculos esqueléticos e observaram que a estimulação com os pulsos *bursts* breves apresentavam aumento na tensão muscular e, como vantagem, a maximização do recrutamento de unidades motoras e da força muscular. Assim, se torna um grande desafio encontrar conclusões definitivas e sugerir variáveis físicas que possam promover aumento no recrutamento das unidades motoras e ganho de força já que as metodologias são diversificadas e os parâmetros físicos extremamente variados (SNYDER-MACKLER *et al.*, 1991; BRASILEIRO e SALVINI, 2004).

Apesar de todas as discordâncias, Delitto e Snyder-Mackler (1990) propuseram dois mecanismos para a ativação das unidades motoras e o fortalecimento muscular com a EENM: 1) o primeiro mecanismo é o uso de baixo número de repetições com altas cargas externas e uma alta intensidade de contração muscular (pelo menos 75% do máximo); 2) o segundo mecanismo é uma frequência mais alta para desencadear o recrutamento de fibras musculares fásicas do tipo II. Para Hortóbagyi *et al.* (1992) o ganho de força muscular com a EENM tem sido observado apenas em protocolos que atinjam níveis percentuais de torques maiores que 50% da CVM. Desta forma, intervenções que produzam níveis de torque abaixo de 50% da CVM seriam ineficazes no processo de ativação e fortalecimento muscular. Lieber e Kelly (1996) afirmam que, os estudos que demonstraram ganhos significativos de força com a utilização da EENM foram aqueles nos quais os músculos foram ativados em uma proporção relativamente alta (acima de 50%) dos valores obtidos nas CVMs. Entretanto, Brasileiro e Salvini (2004) demonstraram que a EENM isolada não atinge esse percentual de torque acima de 50% para promoção do ganho de força.

Robinson e Snyder-Mackler (2001) compararam os efeitos dos exercícios voluntários e estes associados à EENM no músculo quadríceps femoral de sujeitos saudáveis. Utilizando altas intensidades de estimulação, em torno de 60% da CVM, os indivíduos realizaram dez sessões, ao longo de três semanas. Nenhuma diferença significativa foi observada entre os dois grupos, ou seja, a EENM não potencializou o

recrutamento de unidades motoras e o ganho de força obtido pelo treinamento com a CVM. Kramer (1987) em um importante estudo sobre a associação da EENM com a CVM, utilizando diferentes frequências de estimulação (20, 50 e 100 Hz), observou que a EENM isolada produz ativação muscular e níveis de torques bem inferiores aos gerados pela CVM e a sobreposição destas, em indivíduos saudáveis, não resultou em maior torque do que aqueles produzidos pela CVM isolada, em nenhuma das frequências aplicadas.

Para Currier e Mann (1983) e Robinson e Snyder-Mackler (2001) nenhum benefício adicional pode ser atribuído a associação da EENM com a CVM, nos regimes de treinamento de músculos saudáveis. Deve-se considerar, entretanto, que a EENM possui um papel muito importante na assistência de pacientes que, por alguma razão, não podem realizar voluntariamente um treinamento com exercícios que utilizem altas intensidades de contrações. Desta forma, os estudos sobre o uso da EENM indicam que a ênfase deste recurso deveria ser direcionada para a assistência de pacientes que não possam realizar contrações musculares intensas o suficiente para produzir ganhos de força ou para minimizar os efeitos da inatividade (SELKOWITZ, 1989; LAUFER *et al.*, 2001; GREGORY e BICKEL, 2005).

Notoriamente, já está bem elucidado que o ganho de força varia com a intensidade do programa de treinamento tanto na EENM como no exercício voluntário (PIERRE *et al.*, 1986), porém, existem diferenças neurofisiológicas em relação ao padrão de recrutamento das unidades motoras e a promoção de força obtida pela EENM e pela contração voluntária quanto ao tipo de recrutamento das fibras, a forma de despolarização e a frequência do disparo (GUIRRO, 2000).

Na contração voluntária o recrutamento das unidades motoras seguem o princípio de Henneman (MOLINA *et al.*, 1997; MORITANI *et al.*, 2004) ou seja, o recrutamento das fibras musculares ocorre de forma progressiva, recrutando unidades pequenas, tipicamente lentas e prosseguindo com unidades maiores e mais rápidas (MORITANI *et al.*, 2004; GREGORY e BICKEL, 2005). Em contrapartida, os pesquisadores que estudam sobre a EENM propõem duas teorias com relação ao recrutamento das unidades motoras: 1) a EENM recruta unidades motoras com diâmetro maior, não-seletivas, fixas no espaço e temporariamente sincronizadas (DELITTO e SNYDER-MACKLER, 1990; GONDIN *et al.*, 2005; GREGORY e BICKEL, 2005); 2) a EENM recruta unidades motoras aleatórias combinando a ativação de fibras pequenas,

médias e grandes ao mesmo tempo (KNAFLITZ *et al.*, 1990; GRILL e MORTIMER, 1995).

Em suma, a EENM desencadeia um potencial de ação evocado no axônio motor periférico α que acaba resultando em uma contração muscular, porém, o tipo, o tempo, a sincronia, o número e o percentual de recrutamento das unidades motoras ativadas nessa contração muscular evocada eletricamente ainda é um conhecimento enigmático (PICHON *et al.*, 1995; NELSON *et al.*, 2003).

Um agravante no processo de EENM é o desconforto sensorial para os pacientes. Com relação à percepção de desconforto provocada pela EENM Delitto e Rose (1986) realizaram um estudo com o objetivo de determinar se a mudança na forma de onda de uma corrente de média frequência com 2.500 Hz, modulada a 50 Hz, com duração de pulso de 10ms, poderia melhorar o nível de conforto da EENM no músculo quadríceps femoral de sujeitos saudáveis com promoção de contrações musculares em torno de 60% da CIVM. Neste estudo, Delitto e Rose (1986) chegaram à conclusão que o melhor nível de conforto para os pacientes inclui a utilização de EENM de média frequência, geralmente de 1.000 a 2.000 Hz, com *bursts* de 50 Hz e com forma de onda senóide. Lieber e Kelly (1996) atribuíram a corrente russa uma sensação mais agradável durante a EENM devido à alta frequência de sua onda portadora de 2.500 Hz e asseguraram que essa frequência minimiza o desconforto sensorial ao nível da pele e permite assim uma estimulação mais profunda, o que resultaria em uma maior indução na força contrátil. Entretanto, alguns autores como Hortobágyi *et al.* (1992) questionam essa superioridade da corrente russa sobre os estimuladores de baixa frequência. Com relação ao uso da EENM e a percepção de desconforto Delitto e Rose (1986) concluíram que se deve testar várias formas de EENM até encontrar a modulação mais confortável para cada paciente com o intuito de promover maior benefício para o paciente e um ótimo tratamento.

2.2.6- Contradições quanto ao Uso da Estimulação Elétrica Neuromuscular

Embora haja abundância na literatura sobre essa área, as revisões revelam achados inconsistentes sobre quais efeitos podem ser produzidos com a EENM, quais os parâmetros específicos para produzir esses efeitos e quais podem ser os princípios por trás desses efeitos. Esta discrepância pode ser devido a certos problemas básicos com a literatura e não pela falta intrínseca de eficácia. Falhas nesses textos incluem:

- alguns estudos iniciais não incluíram um grupo de comparação e, portanto, não identificaram os benefícios da EENM em comparação com outras formas de intervenção;
- número pequeno de participantes;
- mesmo em alguns estudos controlados, randomizados e bem elaborados, a interpretação dos achados é difícil, pois não há consistência nos protocolos de EENM ou nos protocolos de exercícios, ou em ambos;
- mesmo dentro dos estudos, nos quais a meta tem sido comparar tipos diferentes de EENM, tem havido muitos fatores variáveis, o que torna muito difícil estabelecer qual fator pode ser a variável importante que leva ao fortalecimento em um estudo;

Todavia, parece haver evidências de que a EENM é clinicamente efetiva para o fortalecimento muscular, a melhora da função e a redução da hipertonia patológica em certas populações de pacientes. As falhas na base das pesquisas, contudo, significam que não é possível atribuir efeitos particulares a certas interações entre os parâmetros e somente podem ser dadas diretrizes gerais.

2.3- Eletromiografia de Superfície

2.3.1- Histórico da Eletromiografia de Superfície

A história da eletromiografia (EMG) inicia em 1666 com o italiano Francesco Redi, que deduziu que, o músculo de um tipo de peixe elétrico gerava eletricidade. Este fato foi observado mais tarde também por Walsh e Luigi Galvani. O primeiro demonstrou em 1773 que o tecido muscular da enguia podia produzir picos de eletricidade. O segundo, em 1790, demonstrou que descargas de eletricidade estática podiam provocar contrações musculares. Entretanto, foi DuBois Reymond, em 1849, que comprovou que o sinal eletromiográfico poderia ser detectado em músculos humanos durante a contração voluntária (MERLETTI e PARKER, 2004).

Durante oito décadas novas instrumentações surgiram como os amplificadores valvulados, eletrodos de metais e eletrodos de agulha, porém, foi somente no século XX, em 1912, que o sinal eletromiográfico foi inicialmente estudado por Piper utilizando o galvanômetro. Em seus estudos, Piper observou um aumento progressivo no período de oscilação do sinal eletromiográfico durante as atividades musculares isométricas. Pouco tempo depois, em 1924, Gasser e Erlanger realizaram experimentos similares com o uso do osciloscópio, porém, foi o cientista Proebster que visualizou os sinais gerados pelos músculos desenergizados e, assim, a EMG passou a ingressar no campo clínico. Com o interesse no uso da EMG na área da saúde, eletrodos de agulha foram desenvolvidos como recurso para elaborar diagnósticos por Adrian e Bronk em 1929 (ANDRADE, 2006; VENEZIANO, 2006).

Entre 1940 e 1950, Inman revelou que havia relação entre a amplitude do sinal eletromiográfico, a força e a velocidade da contração muscular. Este achado significativo ocasionou um grande impacto na popularização dos estudos eletromiográficos referente à função muscular, controle motor e cinesiologia. O interesse pela EMG expandiu no meio científico e vários pesquisadores passaram a estudar e a contribuir na análise qualitativa e quantitativa do sinal elétrico muscular. Entre os pesquisadores dessa época é importante ressaltar Denny-Brown que discutiu sobre a EMG em seu livro *Interpretation of the Electromyogram* em 1949 e a edição de *Muscles Alive* de Basmajian publicado em 1962. No ano de 1962 e 1963, Kogi e Hakama e Kaiser e Peterson sugeriram que por meio dos componentes da EMG era possível obter o índice qualitativo da fadiga desenvolvida em exercícios dinâmicos e estáticos. Nesta mesma época, De Luca descreveu um modelo matemático explicando os parâmetros do domínio do tempo e Lindstrom explicou os parâmetros do domínio da frequência no sinal eletromiográfico (MERLETTI e PARKER, 2004; DE LUCA, 2006; ANDRADE, 2006).

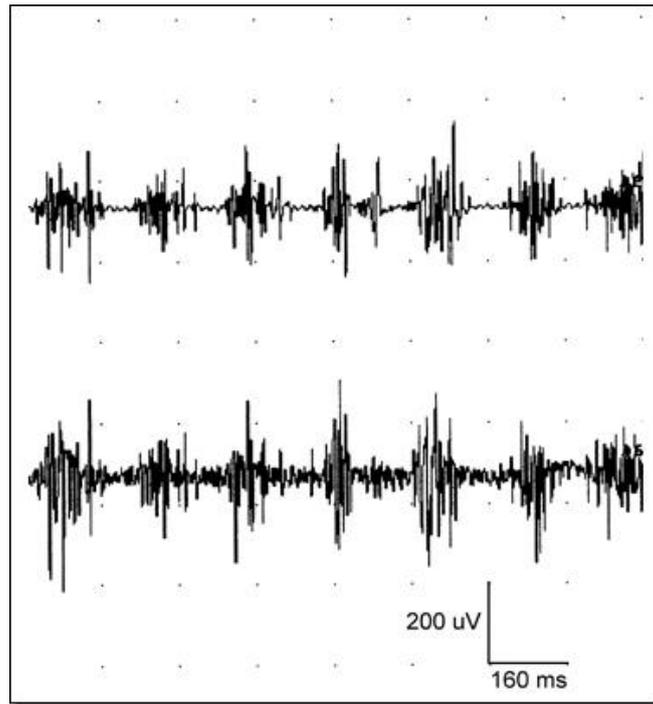


Figura 2.45: Sinal eletromiográfico visualizado na década de 50. Fonte: <http://www.fleury.com.br>.

Em 1965, com a ajuda de Basmajian a *International Society of Electrophysiological Kinesiology* (ISEK) foi concebida em uma reunião e formalmente fundada em 1966. Esta sociedade, por meio de suas conferências, reuniões e simpósios, tem sido fundamental para o desenvolvimento e o progresso no campo da eletromiografia.

Com o avanço da tecnologia na área da computação nas décadas de 1970 e início de 1980 tornou-se possível a tarefa de decompor o sinal eletromiográfico, desenvolver modelos e abordagens de simulações e, assim, visualizar os mecanismos de controle dos potenciais de ação das unidades motoras. Os pioneiros neste desafio de esmiuçar o sinal eletromiográfico foram LeFever, De Luca, McGill e outros. Nessas duas décadas, muitos grupos assumiram o desafio de investigar o sinal eletromiográfico, mas foi De Luca, em 1979, que escreveu e publicou um trabalho clássico proporcionando a primeira abordagem sobre a questão da extração das informações disponíveis pela EMG. O uso de sofisticados algoritmos computacionais na decomposição do sinal revolucionou a eletromiografia clínica e proporcionou uma ferramenta poderosa em estudos mais detalhados sobre a detecção do potencial de ação da fibra muscular (MERLETTI e PARKER, 2004; DE LUCA, 2006).

Os primeiros pesquisadores a desenvolverem a área de modelagem do sinal eletromiográfico foram Dimitrova e Lindstrom. A descoberta desta ferramenta muito

contribuiu para a compreensão da biofísica da EMG e para o desdobramento das informações contidas no sinal. Além disso, a modelagem do sinal é um instrumento poderoso no desenvolvimento de novas aplicações e progressos nas aplicações atuais (MERLETTI e PARKER, 2004).

No ano de 1990, as pesquisas permitiram verificar a efetividade da aplicação das técnicas de processamento do sinal eletromiográfico e houve um crescente uso dos eletrodos de superfície, pois, a análise da eletromiografia de superfície (EMG-S) passou a permitir: o uso de medidas sistemáticas da velocidade de condução da fibra muscular para a mensuração da severidade de algumas distrofias, análise do atraso do potencial de ação nas unidades motoras, localização da zona de inervação nas fibras musculares, recrutamento de unidades motoras, análise do movimento, *biofeedback*, visualização da fadiga muscular e outros efeitos (MERLETTI e PARKER, 2004; ANDRADE, 2006).

A difusão e à aplicação da EMG-S nas últimas duas décadas foi abrangente, e isto, gerou confusão nas pesquisas devido à falta de diretrizes e normas. A EMG-S acabou tornando-se um território traiçoeiro, pois é fácil de usar e, conseqüentemente, muito fácil de extrapolar os resultados obtidos. Na tentativa de corrigir essa situação, em 1995, um grupo de pesquisadores propôs a *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) com o objetivo de alcançar um nível aceitável de recomendações, diretrizes e normas na metodologia das pesquisas com EMG-S (DE LUCA, 2006; ANDRADE, 2006).

Atualmente, a EMG é considerada uma ferramenta poderosa do sistema neuro-músculo-esquelético e as informações coletadas são geralmente agrupados em quatro 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; a relação entre o controle mioelétrico e o uso de próteses (GERLEMAN e COOK, 1989; VENEZIANO, 2006). No entanto, por se tratar de um sinal biológico complexo e sem descrição apropriada, o sinal eletromiográfico de superfície não constituiu ainda como um indicador de diagnóstico absoluto para o uso clínico.

2.3.2- A Eletromiografia de Superfície

A eletromiografia de superfície (EMG-S) vem ganhando muita atenção por sua funcionalidade e versatilidade na clínica médica para o diagnóstico de doenças

neuromusculares, avaliação da capacidade muscular de *endurance*, na análise da biomecânica muscular, no estudo a respeito de limiar anaeróbico e de lactato, na reabilitação física, para a reeducação da ação muscular (*biofeedback*), na função motora com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos (MORITANI *et al.*, 1986; MOLINA *et al.*, 1997) e, ainda mais, está sendo utilizada para fornecer informações na performance muscular com possíveis aplicações nos sistemas de estimulação elétrica funcional – que por ativação artificial dos neurônios motores restauram a função de membros paralisados (KNAFLITZ *et al.*, 1990).

A EMG-S é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica muscular, representando a medida dos potenciais de ação das unidades motoras, como efeito de voltagem em função do tempo (MERLETTI e ROY, 1996; DE LUCA, 1997; ENOKA, 2000).

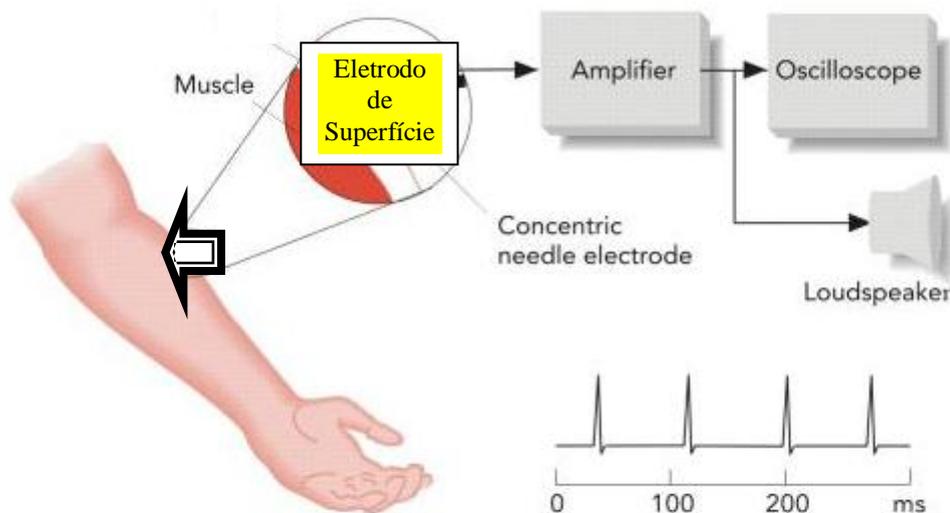


Figura 2.46: A eletromiografia de superfície é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica muscular. Fonte: www.delsys.com.

A base da eletromiografia consiste no registro elétrico dos potenciais de ação captados na superfície da pele que são originários das despolarizações que ocorrem nas fibras musculares a partir das junções neuromusculares. Na Figura 2.47 tem-se a representação do processo de coleta do potencial de ação com a EMG-S e eletrodos bipolares sobre uma fibra muscular isolada.

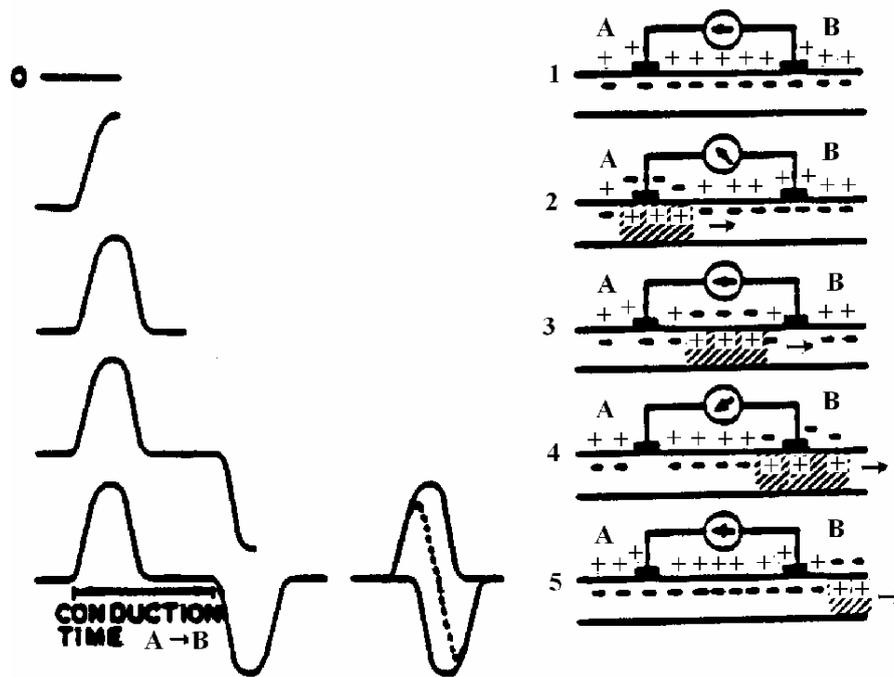


Figura 2.47: Medida dos potenciais de ação com eletrodos de superfície. Fonte: Modificado de Guyton, 1981.

Explicando de forma mais detalhada, pode-se dizer que a eletromiografia de superfície se deve a detecção do impulso elétrico que se propaga ao longo do motoneurônio até alcançar a junção neuromuscular para a liberação da acetilcolina (MERLETTI e PARKER, 2004). Sob condições normais, um potencial de ação se propaga por um motoneurônio e ativa todos os seus ramos que, por sua vez, ativam todas as fibras musculares de uma unidade motora. Quando a membrana pós-sináptica de uma fibra muscular for despolarizada, o sinal elétrico produzido propaga em ambas as direções ao longo da fibra e essa despolarização da membrana, acompanhada por um movimento de íons, gera um campo elétrico na redondeza das fibras musculares. Um eletrodo de superfície localizado nesta região irá detectar o potencial cuja variação espacial e no tempo é conhecida como potencial de ação da unidade motora (PAUM) (MERLETTI e ROY, 1996; MERLETTI e PARKER, 2004; MORITANI *et al.*, 2004; KALLENBERG *et al.*, 2007).

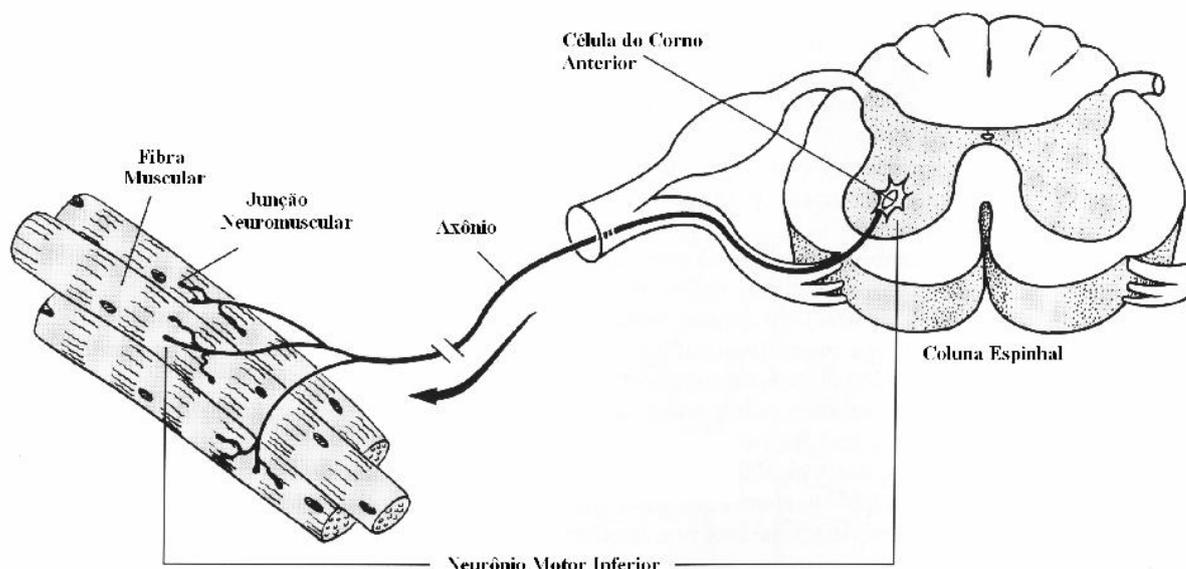


Figura 2.48: Unidade motora composta pela medula espinhal, axônio, dendritos e junção neuromuscular. A atividade elétrica dos potenciais de ação das unidades motoras é mensurada pela eletromiografia. Fonte: Andrade, 2006.

A manifestação elétrica do PAUM está relacionada com a contração muscular sustentada e é considerada como a unidade fundamental para a captação do sinal da eletromiografia de superfície (DE LUCA *et al.*, 2006).

2.3.3- Aquisição de Sinais Eletromiográficos de Superfície

O sinal eletromiográfico de superfície (SEMG-S) é adquirido por um eletromiógrafo que tipicamente está acoplado a um registrador. O SEMG-S captado no corpo humano é um sinal analógico (um sinal contínuo no tempo) que normalmente é convertido para um sinal digital (um sinal discreto, que é definido somente para certos intervalos de tempo), para poder ser registrado pelo computador.

O SEMG-S corresponde à soma algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição de sinais (MERLETTI e ROY, 1996; DE LUCA, 1997; ENOKA, 2000; HERMENS *et al.*, 2000). É importante ressaltar que em virtude da diferença entre os PAUM, da irregularidade na taxa de disparo dos neurônios motores e também pelo fato

de que uma contração pode ter mais de um músculo envolvido, o sinal mioelétrico representa um processo estocástico.

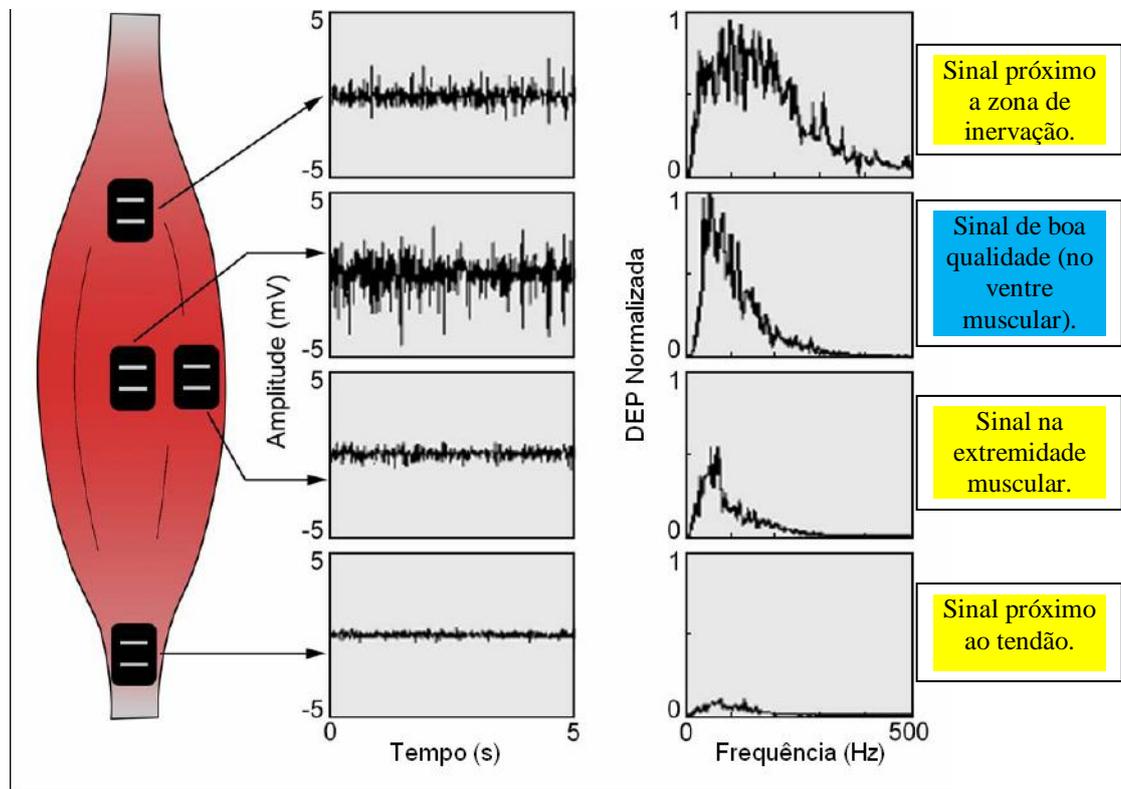


Figura 2.49: A amplitude e o espectro de frequência do sinal eletromiográfico de superfície pode ser afetado de acordo com a localização do eletrodo e da zona de inervação. Fonte: Modificado de De Luca, 1997.

Como o sinal elétrico gerado pelos músculos é de amplitude pouco intensa, da ordem de *microvolts*, e ainda é atenuado pelo volume condutor, faz-se necessário um aparato para a amplificação e a filtragem desse sinal, possibilitando sua posterior visualização (VENEZIANO, 2006). A Figura 2.50 apresenta vários componentes de um eletromiógrafo convencional como eletrodos, amplificadores, filtros e dispositivos de interface com o usuário.

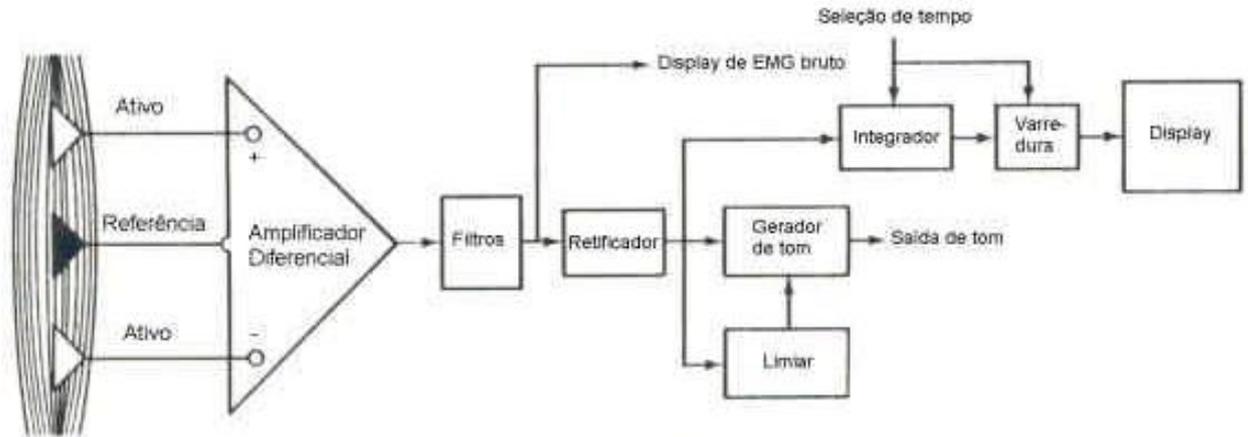


Figura 2.50: Componentes importantes de um eletromiógrafo. Fonte: Cram *et al.*, 1998.

Para a aquisição do SEMG-S, certos parâmetros devem ser ajustados para a realização da posterior análise. Esses parâmetros são:

- 1- Frequência de amostragem: é definida como sendo a leitura de um valor do sinal em certo instante específico. O teorema de Shannon propõe que para a correta reconstrução digital do SEMG-S, deve-se utilizar uma frequência de amostragem de, no mínimo, o dobro de sua maior frequência. O sinal EMG-S pode ter frequências de 400 a 5000Hz, porém, o SENIAM recomenda uma frequência de amostragem mínima para o sinal na ordem de 1000Hz ou mais (HERMENS *et al.*, 2000; DE LUCA *et al.*, 2006).
- 2- Amplificadores: em função da baixa amplitude do SEMG-S durante a aquisição, faz-se necessário amplificar o sinal para posterior análise. Entretanto, cuidados devem ser tomados para que não se modifique suas características. Para a compreensão de como o amplificador modifica as características do SEMG-S, os seguintes pontos devem ser observados: característica do ruído, razão sinal/ruído, ganho, taxa de rejeição de modo comum, impedância de entrada, *input bias current* e largura de banda (HERMENS *et al.*, 2000; MARCHETTI e DUARTE, 2006; KALLENBERG *et al.*, 2007; DELSYS, 2009).

- Ruído: é qualquer SEMG-S não desejado ao longo do sinal detectado e pode resultar de fontes distantes, tais como linhas de força, outros aparelhos e músculos vizinhos (crosstalk).

- Razão sinal/ruído: a qualidade do SEMG-S amplificado pode ser mensurada qualitativamente através da razão sinal/ruído, onde quanto maior a razão, maior a redução do ruído.

- Ganho: caracteriza-se pela quantidade de amplificação aplicada ao SEMG-S. Todos os amplificadores possuem limites em sua variação de frequências. A região de frequências de trabalho é denominada de largura de banda do amplificador, portanto, os sinais EMG-S dentro desse intervalo de frequências são adquiridos, enquanto que outras frequências são suprimidas ou eliminadas.

- Taxa de rejeição de modo comum: a mensuração da habilidade de um amplificador diferencial em eliminar o sinal de modo comum, chama-se taxa de rejeição de modo comum. O sinal de modo comum é aquele detectado em ambos os eletrodos, tais como interferências da rede elétrica, músculos distantes ou batimentos cardíacos, considerados ruídos. Quanto mais alta a taxa, melhor o cancelamento do sinal de modo comum.

- Impedância de entrada: é a impedância presente na pele que pode ser diminuída com a tricotomia, abrasão com pasta específica e limpeza com álcool.

- *Input bias current*: é a mínima corrente constante requerida para manter o amplificador ativo, e qualquer corrente do SEMG-S menor que essa corrente não é amplificada.

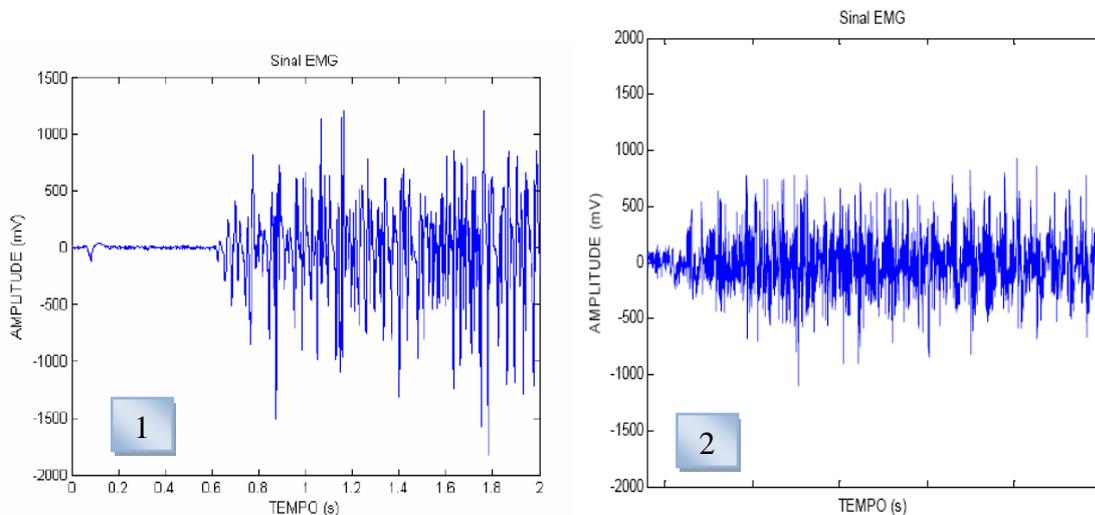


Figura 2.51: Exemplo de sinal eletromiográfico com uma boa razão sinal/ruído (1), e com um sinal eletromiográfico ruidoso com baixa razão sinal/ruído (2). Fonte: Adaptado de Marchetti e Duarte, 2006.

3- Filtros: é um dispositivo designado para atenuar variações específicas de frequências. Os filtros possuem duas utilidades importantes: separação do sinal (necessária quando o sinal for contaminado com alguma interferência) e restauração do sinal (utilizada quando o sinal é distorcido de alguma forma) (HERMENS *et al.*, 2000; DELSYS, 2009; MARCHETTI e DUARTE, 2006).

Existem quatro comportamentos típicos de filtro que podem ser utilizados na eletromiografia:

- Filtro passa-alta (*high pass*): todas as frequências abaixo da frequência de corte são atenuadas a zero;

- Filtro passa-baixa (*low pass*): todas as frequências maiores que a frequência de corte são atenuadas a zero;

- Filtro rejeita banda (*stop band*): todas as frequências maiores que a frequência de corte *i* e menores que a frequência de corte *ii* são atenuadas a zero;

- Filtro passa-banda (*band pass*): permitem que as frequências menores que a frequência de corte *i* e maiores do que a frequência de corte *ii* sejam atenuadas a zero.

Outro tipo de filtro que também pode ser utilizado é o filtro do tipo *notch* com frequência de corte em 60 Hz.

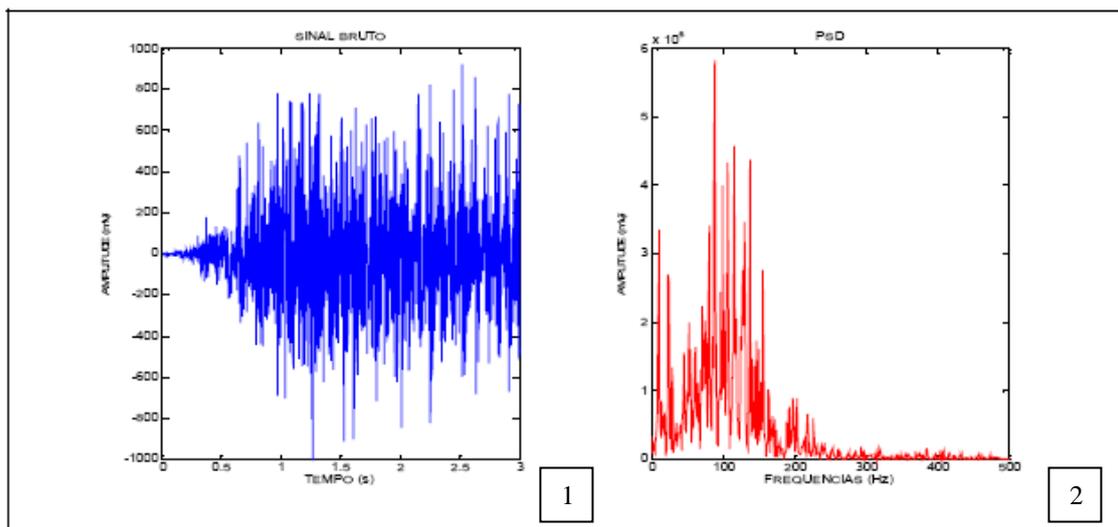


Figura 2.52: Gráfico representativo dos componentes do sinal eletromiográfico de superfície bruto (gráfico 1) e o mesmo sinal tratado com um filtro do tipo *Butterworth* (gráfico 2). Fonte: Adaptado de Marchetti e Duarte, 2006.

4- Conversor analógico/digital: a maioria dos sinais encontrados na natureza é contínuos. Conversores analógicos/digitais e digitais/analógicos são processos que permitem computadores digitais registrarem e gerarem estes sinais. A informação digital é diferente do sinal contínuo, pois possui dois componentes importantes, sua amostragem e sua aquisição e ambos restringem o quanto de informação um sinal digital pode conter. O processo de digitalização de um SEMG-S analógico é realizado por conversor analógico-digital. Estes dispositivos são componentes

comuns nos equipamentos eletrônicos e são utilizados para capturar sinais de voltagem (analógico) e expressar a informação em formato numérico (digital) (MARCHETTI e DUARTE, 2006; DELSYS, 2009).

5- Eletrodos: os eletrodos são dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico. O eletrodo é o local de conexão entre o corpo e o sistema de aquisição, devendo ser colocado próximo o bastante do músculo para que este possa captar sua corrente iônica. Nesse texto, os eletrodos da EMG-S são mais detalhados no tópico 2.3.6.

2.3.4- Análise do Sinal Eletromiográfico de Superfície

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 EMG-S são a frequência e a amplitude, as quais podem diferenciar as análises eletromiográficas nos domínios do tempo e no domínio da frequência (MERLETTI e ROY, 1996; MARCHETTI e DUARTE, 2006).

A análise no domínio do tempo descreve quando algo ocorre e qual a amplitude de sua ocorrência. A amplitude pode ser um indicador da magnitude da atividade muscular, produzida predominantemente por aumentos na atividade das unidades motoras em sua taxa de disparo (HERMENS *et al.*, 2000; DE LUCA *et al.*, 2006). O SEMG-S adquirido durante uma atividade, em função do tempo, pode ser quantificado por algumas abordagens de processamento como:

- **Envoltório linear:** é um tipo de média móvel que indica a magnitude do SEMG-S.
- **Retificação:** consiste em tomar o valor absoluto do SEMG-S, ou seja, rebater as fases negativas ou remover os valores negativos do sinal bruto.
- **RMS:** (*root mean square*) é uma técnica que avalia o nível de atividade do SEMG-S. Esta forma de processamento não requer retificação, pois a amplitude do sinal é elevada ao quadrado.
- **Integração:** um integrador é um operador que soma a atividade em um período do tempo. Esse sinal integrado é também utilizado para avaliar o nível de atividade eletromiográfica.

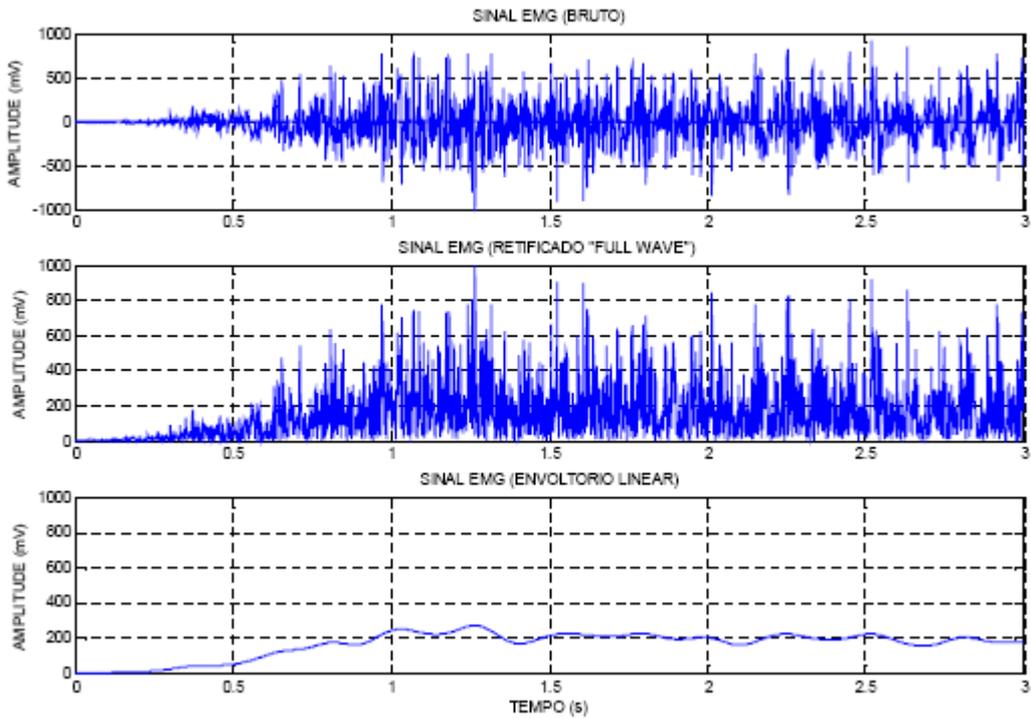


Figura 2.53: Gráfico representativo do sinal eletromiográfico bruto, retificado e com o envoltório linear. Fonte: Marchetti e Duarte, 2006.

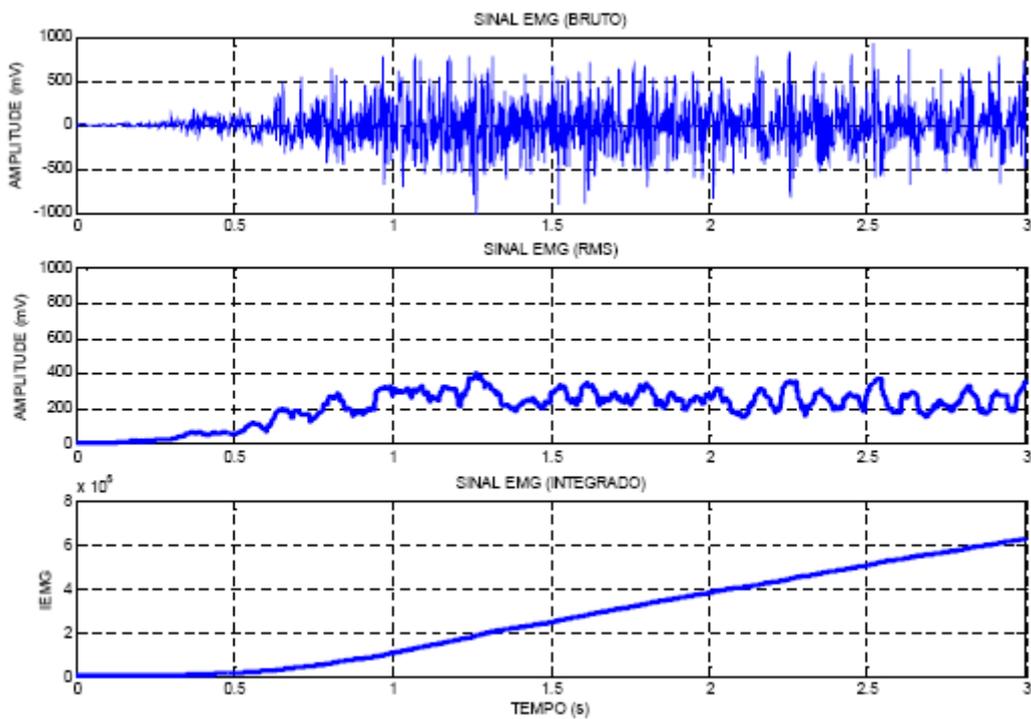


Figura 2.54: Gráfico representativo do sinal eletromiográfico bruto, RMS e integrado. Fonte: Marchetti e Duarte, 2006.

A análise no domínio da frequência geralmente envolve a determinação do espectro de frequências através da transformada de *Fourier*. Os sinais biológicos não são funções puras de seno e cosseno e, por isso, faz-se necessário combinar várias funções diferentes para representar o SEMG-S (HERMENS *et al.*, 2000).

Enoka (2000) apresenta três características que influenciam o conteúdo de frequências caracterizadas por: taxa de disparo das unidades motoras, tempo relativo de disparo dos potenciais de ação por diferentes unidades motoras e forma dos potenciais de ação. Quando as formas dos potenciais de ação se alteram, suas frequências também mudam causando um declínio dos potenciais de ação em amplitude e aumento em sua duração, alterando dessa forma para a esquerda, o espectro de densidade de potência e, conseqüentemente, modificando a média e a mediana das frequências (ENOKA, 2000; HERMENS *et al.*, 2000).

Segundo DE LUCA *et al.* (2006), a técnica de transformada de *Fourier* é comumente utilizada para obter três parâmetros da densidade espectral de energia: frequência média, frequência mediana e comprimento de banda do sinal de EMG.

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt$$

$$f(t) = \mathcal{F}^{-1}(F(\omega)) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega)e^{i\omega t} d\omega.$$

Equação 2.1: Transformada de *Fourier*. Fonte: Merletti e Parker, 2004.

Equação 2.1: Transformada de *Fourier* para funções contínuas, que representa qualquer função integrável $f(t)$ como a soma de exponenciais complexas com frequência angular ω e amplitude complexa $F(\omega)$. Fonte: Merletti e Parker, 2004.

2.3.5- A Natureza do Sinal Eletromiográfico de Superfície

O SEMG-S é extremamente complexo e afetado por diversos fatores como, por exemplo, as propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos, pelo tipo de controle exercido pelo sistema nervoso, pelas características da instrumentação usada, pela impedância da pele e dos componentes utilizados e etc.

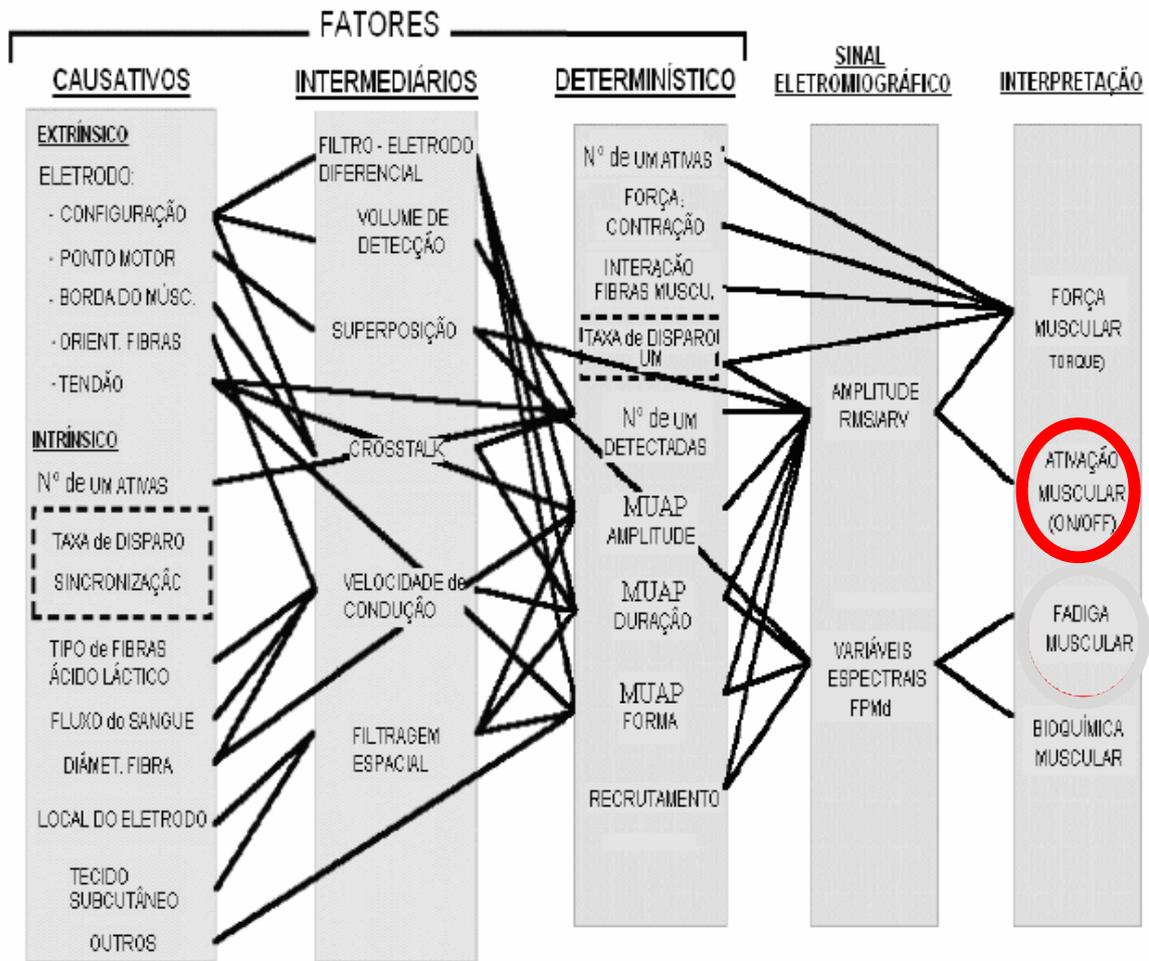


Figura 2.55: Diagrama esquemático de fatores que afetam o sinal eletromiográfico por meio da eletromiografia de superfície. Fonte: Modificado de De Luca, 1997.

O SEMG-S reproduz a superposição temporal e espacial dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUM ou do inglês *motor unit action potential* – MUAP).

A natureza do SEMG-S apresenta algumas características como (DE LUCA, 1997; MERLETTI *et al.*, 1999; SOARES *et al.*, 2004; MERLETTI e PARKER, 2004; MESIN *et al.*, 2006):

- Geração dos PAUM: consideram-se, dentro do modelo dipolo, as diferenças nos instantes de detecção dos potenciais de ação de cada fibra muscular pela superfície de captação do eletrodo;
- Variação na forma dos PAUM ao longo de um TPAUM (trem de potenciais de ação da unidade motora ou do inglês *motor unit action potential train* - MUAPT): cada PAUM acrescentado a um TPAUM (uma sequência de potenciais de ação das unidades motoras), tanto pela sua forma de onda quanto pelo seu tempo de duração, possui nos

potenciais de ação, além de uma variação aleatória, certas tendências de crescimento ou de decrescimento oriundas da intensidade da força aplicada pelo sujeito ao longo do tempo;

- Sobreposição: ao longo do sinal gerado ocorre uma sobreposição dos diferentes TPAUM. Esta sobreposição ocorre devido ao fato de que a ativação de cada unidade motora é independente das demais;
- Variação das frequências de disparo dos TPAUM: é possível haver pequenas variações no intervalo inter-pulso de um TPAUM ao longo do tempo, modificando os intervalos entre disparos regulares consecutivos. Estas variações ocorrem, aparentemente, sem seguir nenhum padrão definido, podendo ser consideradas aleatórias.
- Padrão de recrutamento das unidades motoras (UM): durante a contração muscular, os sinais de diferentes UM podem se tornar mais fortes ou mais fracos, sendo então perceptíveis ao eletrodo. Quando um sinal mioelétrico passa a ser forte o suficiente para ser diferenciado do ruído presente, diz-se que houve o recrutamento de UM. Além disso, o movimento do eletrodo em relação às fibras musculares também pode determinar o recrutamento. O tônus muscular é uma prova da utilidade do recrutamento das UM: este estado de baixo nível de contração representa o sinal de repouso que o sistema nervoso central envia pelas UM ao músculo e, é útil para resistir à força da gravidade, estabilizar o esqueleto e movimentar o corpo.
- Velocidade de condução das fibras musculares: consiste na velocidade de ativação de cada potencial de ação da fibra muscular.
- Intensidade da corrente elétrica presente nas fibras: quando um PAUM percorre uma fibra muscular e a despolariza, uma densidade de corrente é gerada. A magnitude desta densidade de corrente varia em cada UM e também ao longo do tempo.
- Fadiga muscular: este efeito se traduz basicamente em um deslocamento do espectro de frequência do sinal em direção às baixas frequências provocadas pela maior sincronização dos potenciais de ação e uma diminuição da velocidade de condução nas unidades motoras.

- Propriedades do volume condutor: existe em um sinal de EMG-S, efeitos provocados pela própria condução do potencial elétrico nas fibras musculares. Estes efeitos incluem, por exemplo, o fato de que sinais captados por eletrodos distantes possuem componentes de frequência menores e características intrínsecas de filtragem e atenuação de músculos, gordura e a pele.

2.3.6- Eletrodo de Superfície

O eletrodo de superfície é uma boa opção quando comparado com o eletrodo de agulha, pois é indolor, pode ficar fixado na pele sem acarretar riscos de infecções, é de fácil posicionamento e pode ser utilizado por profissionais não-médicos. Entretanto, por ser fixado na pele acaba sendo mais susceptível à impedância dos tecidos e, também, menos sensível ao sinal eletromiográfico, uma vez que fica posicionado a uma distância maior das unidades motoras. Todavia, para situações onde os objetivos do estudo são a presença do sinal e sua intensidade, o eletrodo de superfície cumpre bem o seu papel.

Para a captação do sinal eletromiográfico, os eletrodos devem ser selecionados e posicionados de maneira correta em um ponto do músculo. O eletrodo de superfície deve propiciar um bom contato com a pele permitindo assim, um comportamento estável no sinal. Este eletrodo é formado por Ag/AgCl e pode ser do tipo monopolar, bipolar ou arranjos lineares com formato circular, oval, quadrado, retangular ou em forma de pino. Com relação ao tamanho do eletrodo é importante que este seja grande o suficiente para captar um número razoável de unidades motoras, porém pequeno o bastante para evitar interferência do tipo *crosstalk* oriunda de outros músculos (VENEZIANO, 2006). Outro aspecto relevante do eletrodo de superfície é à distância intereletródica, que é à distância centro a centro das superfícies condutoras de dois eletrodos, pois isso influencia na área de captação e no *crosstalk* (HERMENS *et al.*, 2000; MERLETTI e PARKER, 2004).

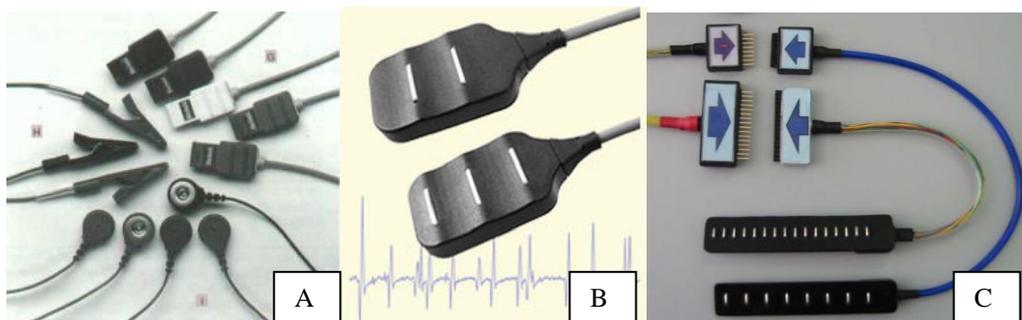


Figura 2.56: A) eletrodos monopolar; B) eletrodo bipolar; C) arranjos lineares de eletrodos. Fonte: <http://www.delsys.com> e Manual do equipamento.

É importante ressaltar que existem diversos tipos de eletrodos de superfície e a escolha entre as várias opções depende do tipo de questionamento que se deseja estudar.

Antes da colocação do eletrodo, a pele do sujeito deve ser adequadamente preparada, de forma a melhorar o contato com o eletrodo, propiciando menor ruído e menor risco de impedância. As técnicas de preparação da pele podem incluir a raspagem dos pêlos, a abrasão com pasta específica e a limpeza com álcool. A fixação do eletrodo e dos cabos elétricos deve ser feita de modo a reduzir o risco de ocorrência de artefatos. Outro aspecto a ser observado é a orientação dos eletrodos que devem estar alinhados em paralelo com as fibras musculares evitando os pontos motores, os tendões e a proximidade com os outros músculos (ANDRADE, 2006; VENEZIANO, 2006).

Com o decorrer dos anos à técnica de captação de sinais eletromiográficos sofreu aperfeiçoamentos e os eletrodos de superfície foram modificados. Masuda *et al.* (1985 apud Merletti *et al.*, 2003) foram os primeiros pesquisadores que propuseram um sistema que detecta sinais da EMG-S em mais de um ponto de captação conhecido como arranjo linear. O sistema de arranjos lineares de eletrodos é indicado para: aquisição das características de propagação dos potenciais de ação das fibras musculares; investigar propriedades anatômicas e musculares; estudar o volume condutor; estimar a velocidade de condução; demonstrar o padrão de recrutamento das unidades motoras; localizar a zona de inervação e com conseqüente identificação do local de melhor aquisição da EMG-S (FARINA *et al.*, 2002; MERLETTI e PARKER, 2004).

Os eletrodos de captação devem ser sempre posicionados entre a zona de inervação e a região de tendão. A observação de sinais de baixa amplitude nos extremos dos arranjos lineares indica a presença de zonas de tendão (distal e proximal) ou então um mau alinhamento em paralelo com as fibras musculares. Sob o ponto de vista da

estabilidade do sinal, a zona de inervação fornece um péssimo local para a detecção do SEMG-S, pois nesta região os potenciais de ação viajam em ambas as direções, assim, as fases positivas e negativas dos potenciais de ação podem ser subtraídos, cancelando-se. Todavia, a detecção da principal zona de inervação no músculo apresenta grande relevância nas aplicações práticas, como a localização perfeita para a estimulação elétrica do músculo e o diagnóstico de patologias resultantes na mudança do tamanho das unidades motoras (MERLETTI e PARKER, 2004; FARINA *et al.*, 2006). A Figura 2.57 abaixo representa as aplicações dos arranjos lineares de eletrodos.

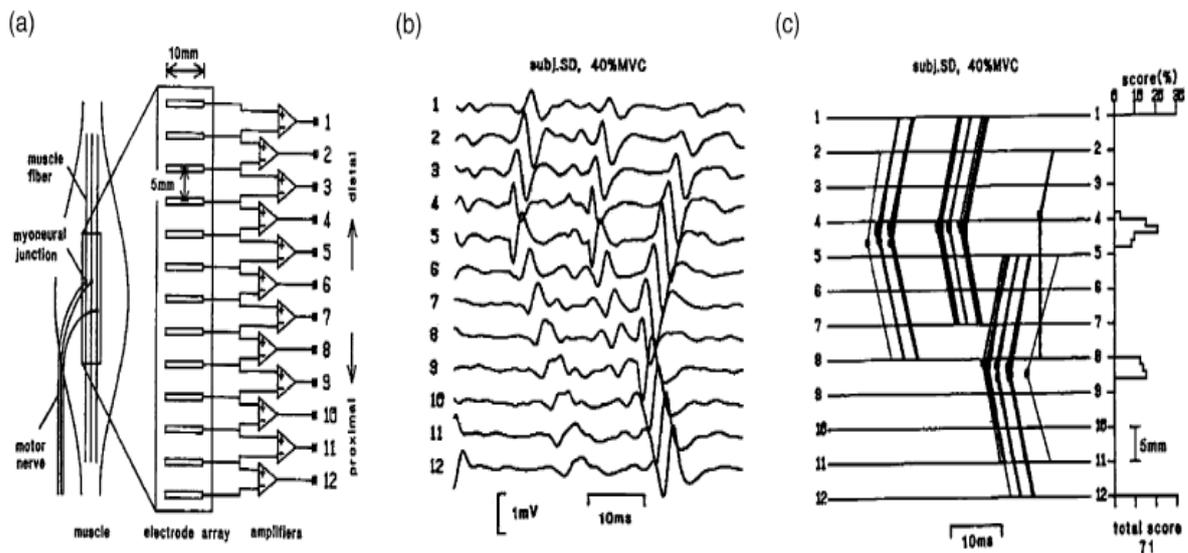


Figura 2.57: Representação esquemática da detecção do sinal eletromiográfico pelos arranjos lineares de eletrodos. A) Representação esquemática do arranjo linear de eletrodo; B) Sinal eletromiográfico típico do músculo bíceps braquial; C) Localização da zona de inervação. Fonte: Merletti *et al.*, 2003.

As origens dos potenciais elétricos detectados pelos arranjos lineares de eletrodos provêm da despolarização das zonas de fibras musculares ativas, em particular potenciais gerados na junção neuromuscular, sendo considerado como ponto de inversão da propagação dos potenciais detectados. Esses arranjos lineares mostram a propagação do potencial de ação das unidades motoras pelo posicionamento perpendicular na direção das fibras musculares (MERLETTI *et al.*, 2003; MERLETTI e PARKER, 2004).

Os arranjos lineares proporcionam uma configuração diferencial dupla conforme demonstrado na Figura 2.58. Em geral, o uso da configuração diferencial dupla é preferível à configuração diferencial simples (técnica bipolar), devido à atenuação mais eficiente dos potenciais não propagantes no fim da fibra muscular. Para a obtenção de

dois sinais na configuração diferencial dupla são necessários quatro eletrodos. Nesse caso, podem ser captados primeiramente três sinais em modo diferencial simples e, por meio de operação de diferença do sinal digitalizado, podem ser obtidos dois sinais em configuração diferencial dupla (HERMENS *et al.*, 2000; MERLETTI e PARKER, 2004).

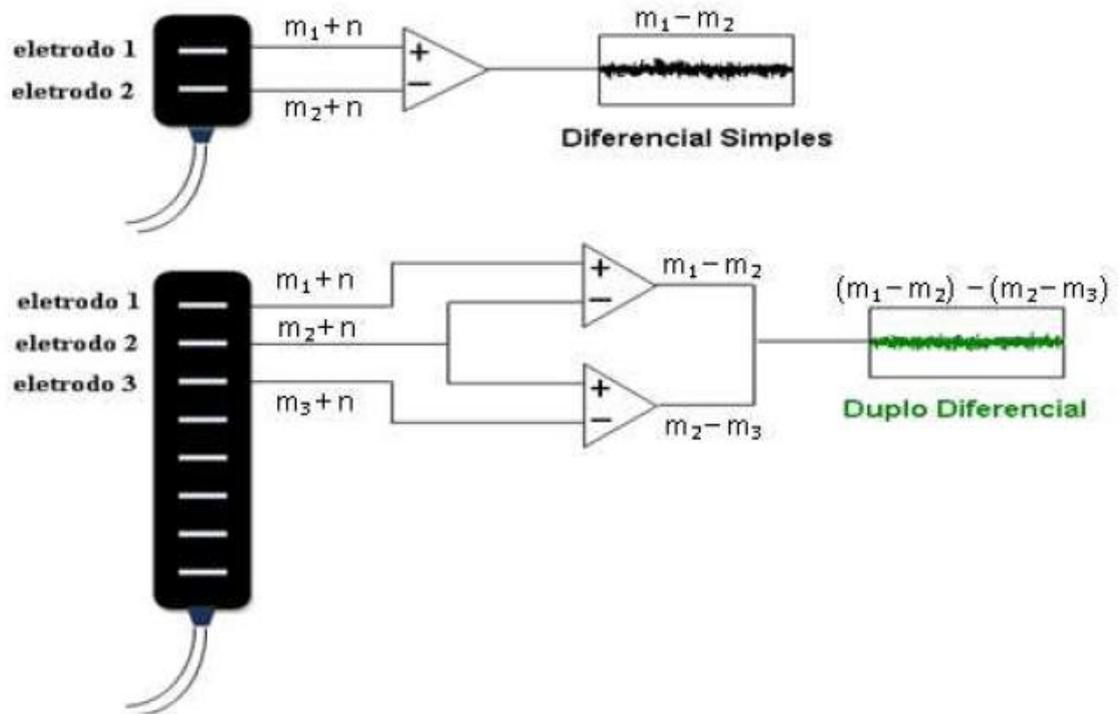


Figura 2.58: Comparação entre o eletrodo bipolar (sinal diferencial simples) e o arranjo linear de eletrodo (sinal diferencial duplo). O sinal eletromiográfico é representado por “mi”, onde $i=1,2,3$ e “n” representa o ruído. Fonte: Rocha Junior, 2008.

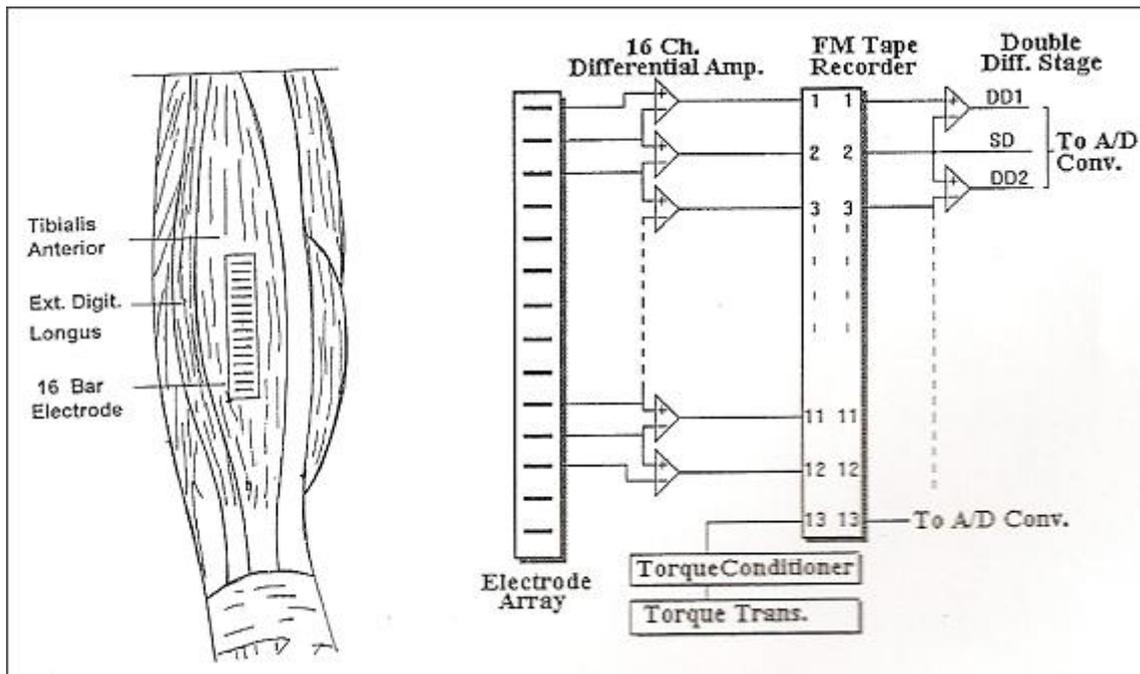


Figura 2.59: Demonstração da configuração diferencial dupla por meio do arranjo linear. Fonte: Merletti e Roy, 1996.

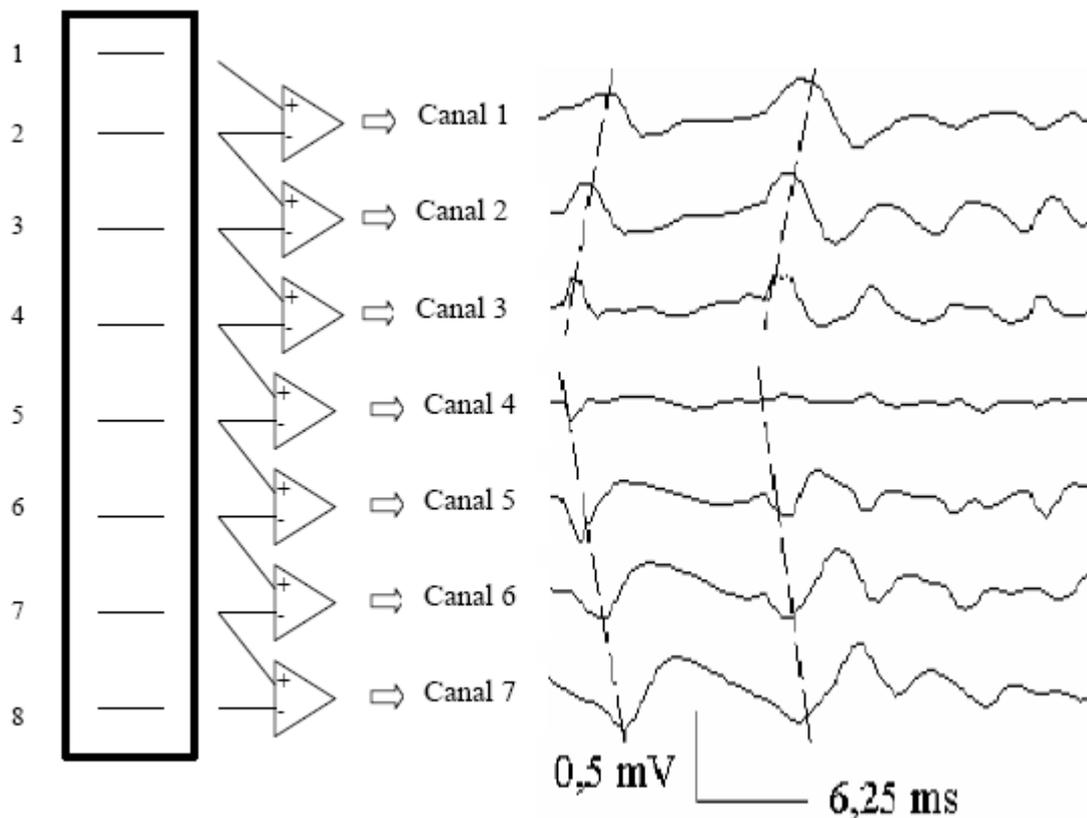


Figura 2.60: Arranjo linear de eletrodo com configuração diferencial dupla. A Figura demonstra os potenciais propagantes no bíceps braquial (flexão de cotovelo a 90°, arranjo linear de 8 eletrodos de prata de 10 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro, distância intereletródica de 10 mm, em configuração bipolar). As linhas pontilhadas ilustram a propagação dos potenciais de ação das unidades motoras. A zona de inervação está na região do canal de número 4. Fonte: Veneziano, 2006.

Com o arranjo linear, os potenciais de ação observados nas fibras musculares terão uma forma bifásica e os sinais (positivo ou negativo) das fases dependerão da direção em que a despolarização da membrana muscular chega ao local da captação. Uma das maiores utilidades dos arranjos lineares de eletrodos é a decomposição dos sinais eletromiográficos. Para tal, são requeridos várias unidades de eletrodos e um nível de processamento alto. A Figura 2.61 ilustra sucintamente este tipo de análise.

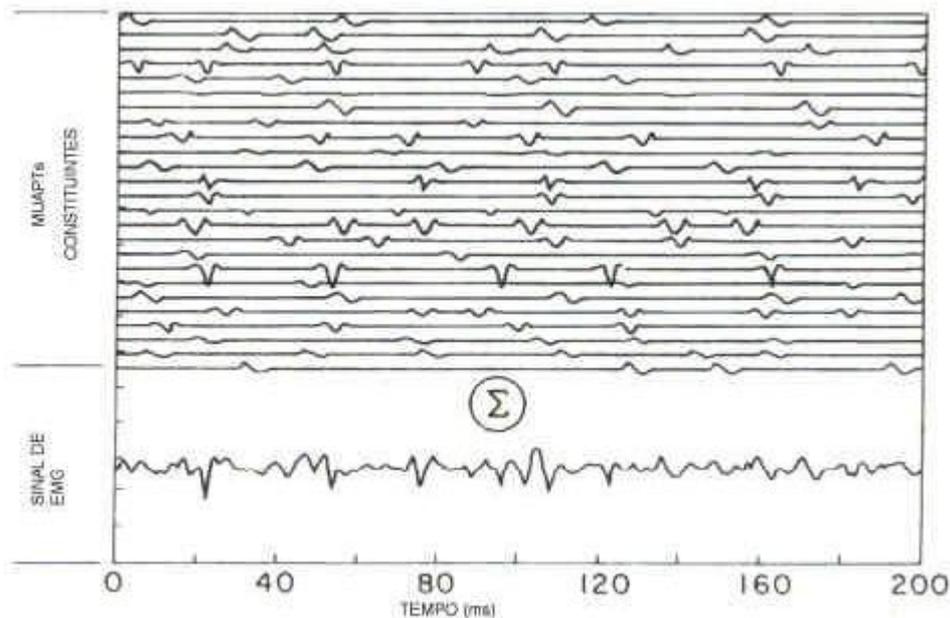


Figura 2.61: Um eletromiograma e seus componentes de PAUM. Fonte: Cram *et al.*, 1998.

Quanto ao eletrodo de referência, o SENIAM recomenda que sejam utilizadas, dependendo dos músculos analisados, as regiões do punho, tornozelo ou processo espinhal C7 (HERMENS *et al.*, 2000).

2.3.7- Vantagens e Desvantagens da Eletromiografia de Superfície

A eletromiografia de superfície é um método de coleta de sinais seguros e não-invasiva, propiciando o estudo da ativação e a quantificação da energia muscular. É possível observar a energia do músculo em repouso e, posteriormente, suas alterações à medida que o movimento ocorre. Mais recentemente, por meio dos arranjos lineares de eletrodos, foi possível diferenciar como certos músculos realizam tarefas diferentes. Por exemplo, é possível determinar se um exercício está ativando um determinado músculo alvo ou se está havendo substituição dele por outro músculo. Em outra aplicação, a

informação obtida do sinal eletromiográfico pode ser fornecida ao paciente, como um *feedback*, a fim de ensiná-lo a relaxar ou a contrair melhor um músculo sob tratamento fisioterápico (VENEZIANO, 2006). Também é possível determinar se uma contração voluntária recruta maior ou menor número de unidades motoras quando comparada com a contração promovida pela EENM.

Uma dificuldade no uso da eletromiografia de superfície reside na ocorrência de *crosstalk*, que se apresentam quando a energia de um músculo interfere no campo de gravação de outro músculo. Assim, pode haver problemas de especificidade nos sinais coletados. Outra limitação é a existência de poucas publicações com atlas de posicionamento de eletrodos e o respectivo sinal eletromiográfico. Ainda pior, inexistente uma padronização quanto à captação, processamento e interpretação do eletromiograma de superfície (VENEZIANO, 2006). Finalmente, outro agravante é a dificuldade em utilizar o eletromiógrafo com outros equipamentos eletrônicos devido à ocorrência de artefatos e interferências entre o equipamento e o sinal eletromiográfico coletado.

2.3.8- Eletromiógrafo EMG-16

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 2.62 demonstra o Eletromiógrafo EMG-16.



Figura 2.62: Eletromiógrafo EMG-16. Fonte: Manual do equipamento.

2.3.9- 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 informações 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 2.63 mostra o Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II.



Figura 2.63: Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II. Fonte: Manual do equipamento.

3- METODOLOGIA

Esse estudo foi analisado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília (Parecer do CEP-FM 049/2009) (Anexo C).

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 13 voluntários do sexo masculino, com faixa etária entre 18 a 28 anos de idade (média de $22,923 \pm 2,984$), massa corporal média de $75,153 \pm 10,408$ 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 (Apêndice A).

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.

A amostra foi dividida em dois grupos:

- grupo controle: realizou apenas a contração isométrica voluntária a 60%;
- grupo experimental: realizou a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) e imediatamente em seguida a contração isométrica voluntária a 60%.

Com os dados adquiridos através do sinal eletromiográfico de superfície por meio dos arranjos lineares de eletrodos foram realizadas às análises das variáveis *root mean square* (valor quadrático médio - RMS) e frequência de potência mediana (FPMd).

3.3- Materiais e Métodos

3.3.1- Materiais

Os equipamentos e materiais de consumo utilizados no experimento estão descritos nos Quadros 3.1 e 3.2.

Equipamentos Utilizados
1.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).
2.Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II 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).
3.Arranjo linear de eletrodos semi-flexível de 16 canais 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).
4.Arranjo linear de eletrodos flexível de 08 canais 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).
5.Placa conversora analógico-digital PCMCIA de 12 bits modelo DAQ6045E da National Instruments.
6.Pulseira de referência desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN - Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politecnico di Torino, Turim, Itália).
7.Microcomputador portátil Satellite A135-S4467 (Toshiba, EUA).
8.Software EMGAcq1_6 desenvolvido pelo laboratório LISiN (LISiN - Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria, Politecnico di Torino, Turim, Itália).
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.
13. Dispositivo palmar de madeira.
14. Equipamento de estimulação elétrica neuromuscular (Dualpex 961, QUARK, Brasil) – registro na ANVISA nº 80079190022.
15. Goniômetro (Carci, Brasil).
16. Órtese (Mercur, Brasil)

Quadro 3.1: Equipamentos utilizados na pesquisa. Fonte: Dados da 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.

Quadro 3.2: Materiais de consumo utilizados na pesquisa. Fonte: Dados da pesquisa.

3.3.2- Procedimento Experimental

1) O No-break era plugado na tomada com o intuito de minimizar a interferência da rede elétrica nos equipamentos Eletromiógrafo EMG-16, Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II, Microcomputador portátil Satellite A135-S4467 e Estimulador elétrico neuromuscular Dualpex 961.



Figura 3.1: Aparelho eletromiógrafo EMG-16. Fonte: Manual do equipamento.



Figura 3.2: Aparelho Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II. Fonte: Manual do equipamento.



Figura 3.3: Aparelho Dualpex 961. Fonte: Manual do equipamento.

2) A célula de carga foi conectada ao dispositivo palmar de madeira que estava fixado na cadeira ajustável localizada em frente ao equipamento Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II. A função deste equipamento era de registrar os valores da força produzido por cada contração isométrica voluntária máxima (CIVM) exercida pelos voluntários e mensurar a porcentagem da força de acordo com a intensidade de carga determinada. Este equipamento estava conectado ao Eletromiógrafo EMG-16.

3) O Eletromiógrafo EMG-16, responsável pelo registro do sinal da atividade muscular, estava interconectado à placa conversora analógico-digital de aquisição de dados PCMCIA que permitia a interligação ao microcomputador portátil. A pulseira de referência e o arranjo linear de eletrodos semi-flexível de 16 canais também foram conectados ao Eletromiógrafo EMG-16.



Figura 3.4: Placa conversora analógico-digital de aquisição de dados PCMCIA. Fonte: Manual do equipamento.

4) Os equipamentos foram energizados da seguinte forma: primeiramente o Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II, em seguida o microcomputador portátil e por último o Eletromiógrafo EMG-16. Uma ilustração da bancada experimental está apresentada na Figura 3.5.

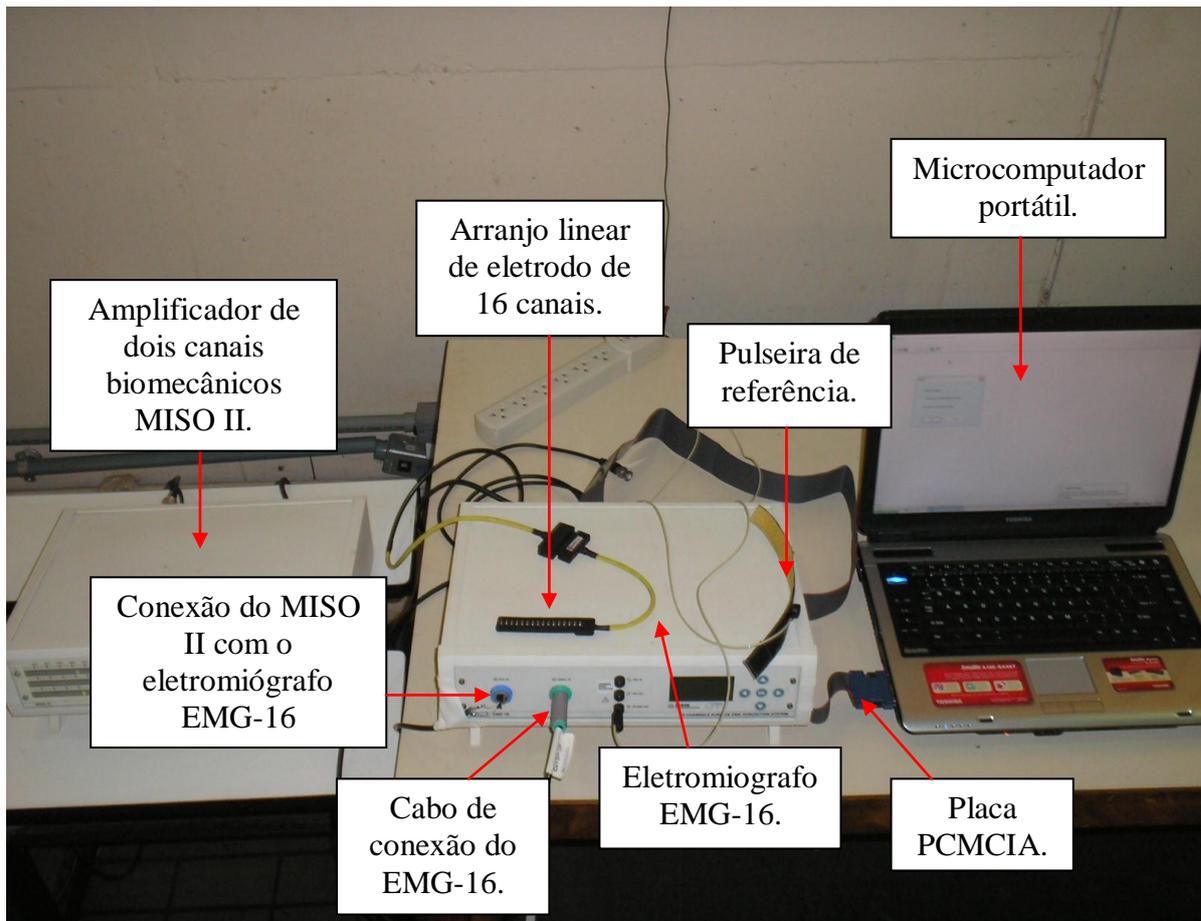


Figura 3.5: Bancada experimental. Fonte: Dados da pesquisa.

5) Após a montagem da bancada e a conferição de todos os instrumentos (por meio de *check list* no Apêndice B) foi realizado a assepsia na região interna do braço direito dos voluntários por meio da limpeza com álcool, água e tricotomia com lâmina descartável.

6) 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 apoiado sobre a coxa esquerda e o membro superior dominante 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 a 0° , cotovelo mantido a 90° de flexão, antebraço em supinação e punho em posição neutra. A Figura 3.6 ilustra o posicionamento correto do voluntário.

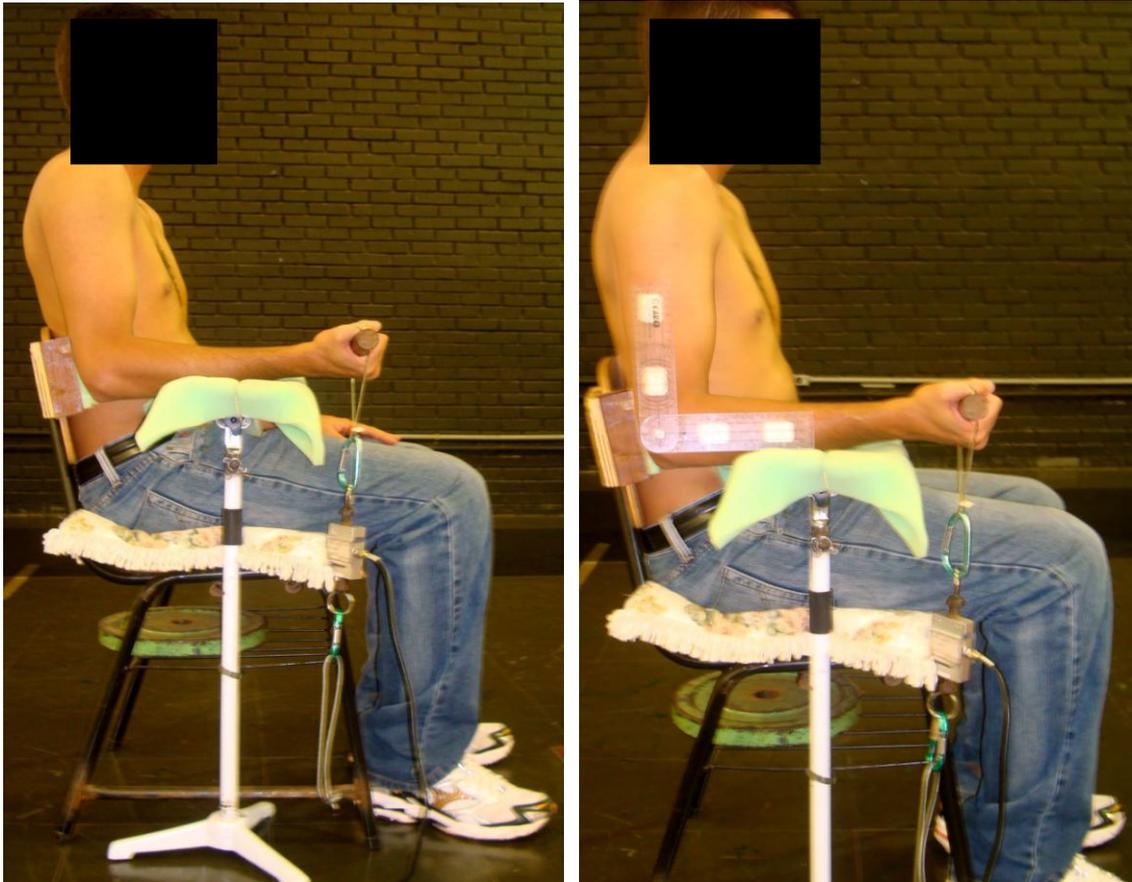


Figura 3.6: Posicionamento do voluntário. Fonte: Dados da pesquisa.

7) Após os ajustes na postura, foi solicitado ao voluntário que segurasse o dispositivo palmar de madeira com a mão direita e realizasse de acordo com o comando verbal “vai” e “força, força, força...” o movimento de contração voluntária máxima (CVM) 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 CVM por 5 segundos. Foi considerado para o estudo o valor médio entre as duas CVMs. Essas CVMs foram registradas automaticamente pelo equipamento Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II.

8) Posteriormente, foram preenchidos os dados no *software* EMGAcq1_6, armazenado os dados no microcomputador portátil e 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 (MERLETTI e PARKER, 2004) na cabeça curta do músculo bíceps braquial. Todos os sinais eletromiográfico foram gravados no microcomputador portátil a uma amostragem de 2048 amostras por segundo e foram identificados por um arquivo único com os dados do sujeito à que faz referência cada sinal e o dia de sua aquisição.

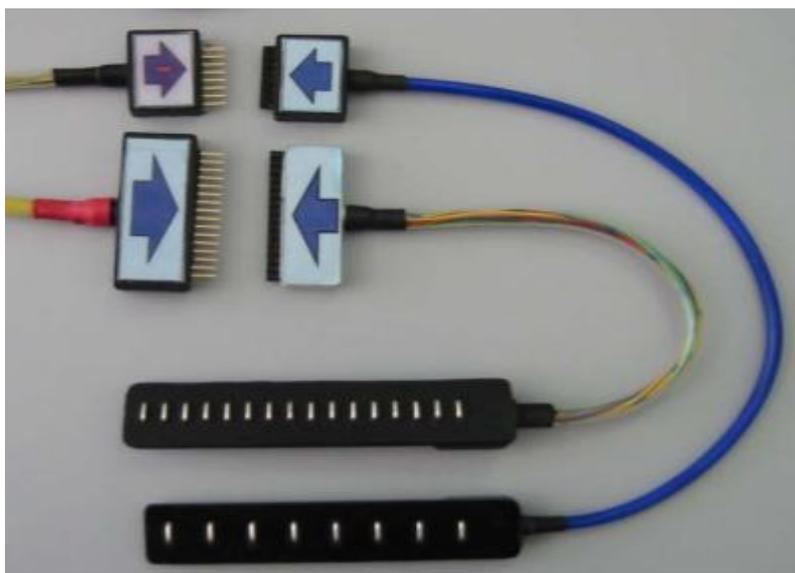


Figura 3.7: Arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco). Fonte: Manual do equipamento.

9) Para a localização da região e fixação adequada do arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco) foram aplicadas as noções de anatomia palpatória. A função do arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco) era determinar a zona de inervação e a região entre a zona de inervação e de tendão constituindo assim, a melhor posição para se realizar as aferições dos sinais eletromiográficos de superfície no músculo bíceps braquial cabeça curta (MERLETTI e PARKER, 2004).



Figura 3.8: Posicionamento do arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco) no bíceps braquial cabeça curta. Fonte: Dados da pesquisa.

10) Em seguida ao posicionamento do arranjo linear de eletrodo semi-flexível (seco) foi observada a presença ou não de possíveis ruídos no sinal eletromiográfico de superfície, o qual poderia ser detectado pela amplitude do sinal. Após a investigação de artefatos no sinal eletromiográfico de superfície, o voluntário era solicitado a segurar o dispositivo palmar de madeira e realizava uma contração isométrica voluntária (CIV) a 10% (porcentagem mensurada pelo equipamento Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II) com duração de 5 segundos para a captação do sinal eletromiográfico de superfície e delimitação apropriada do direcionamento das fibras musculares, zona de inervação e a melhor região de aquisição do sinal. Este procedimento era repetido, se necessário, reposicionando o eletrodo e umedecendo a pulseira de referência até se encontrar a região ideal para a aquisição do sinal eletromiográfico de superfície.

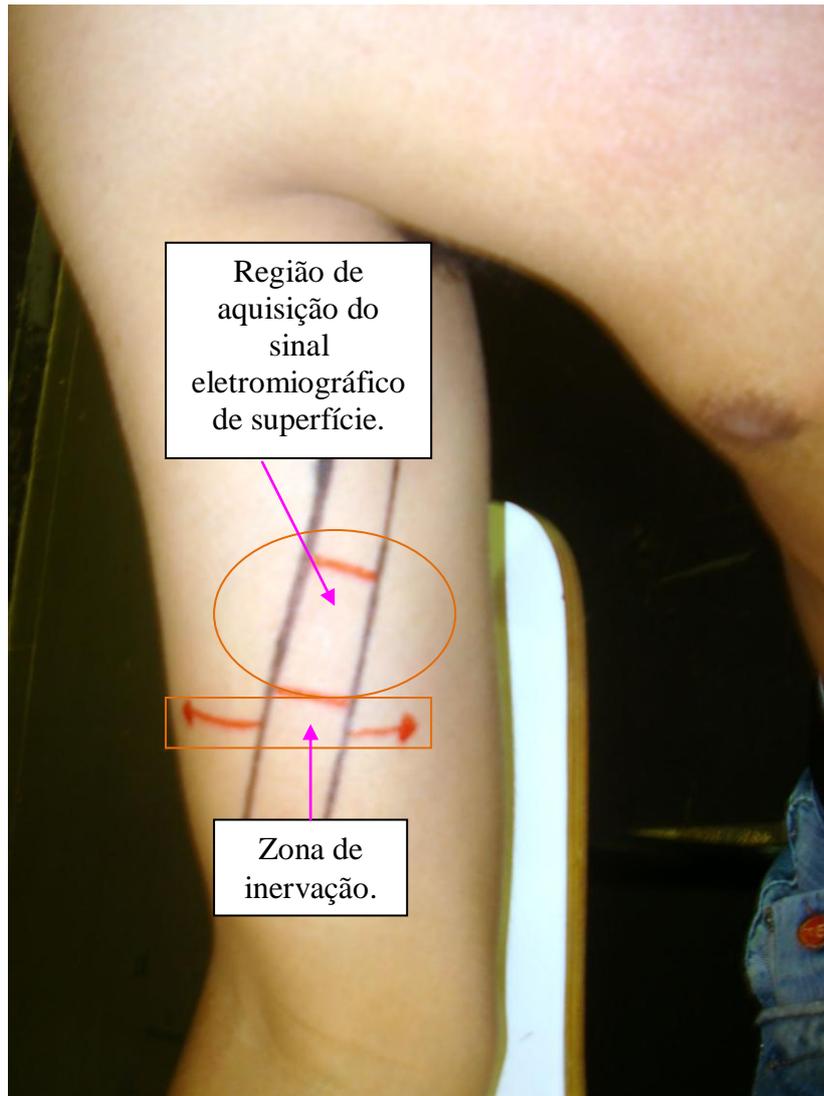


Figura 3.9: Delimitação do direcionamento das fibras musculares, zona de inervação e a melhor região de aquisição do sinal eletromiográfico de superfície. Fonte: Dados da pesquisa.

Um exemplo de mapeamento da zona de inervação e de tendão está ilustrado na Figura 3.10. A zona de inervação encontra-se no canal 9 onde ocorre inversão no sentido de propagação do sinal eletromiográfico de superfície. A zona de tendão está presente nos canais 1 e 2 (diminuição da amplitude do sinal). A zona ótima de EMG-S se localiza a partir do canal 10.

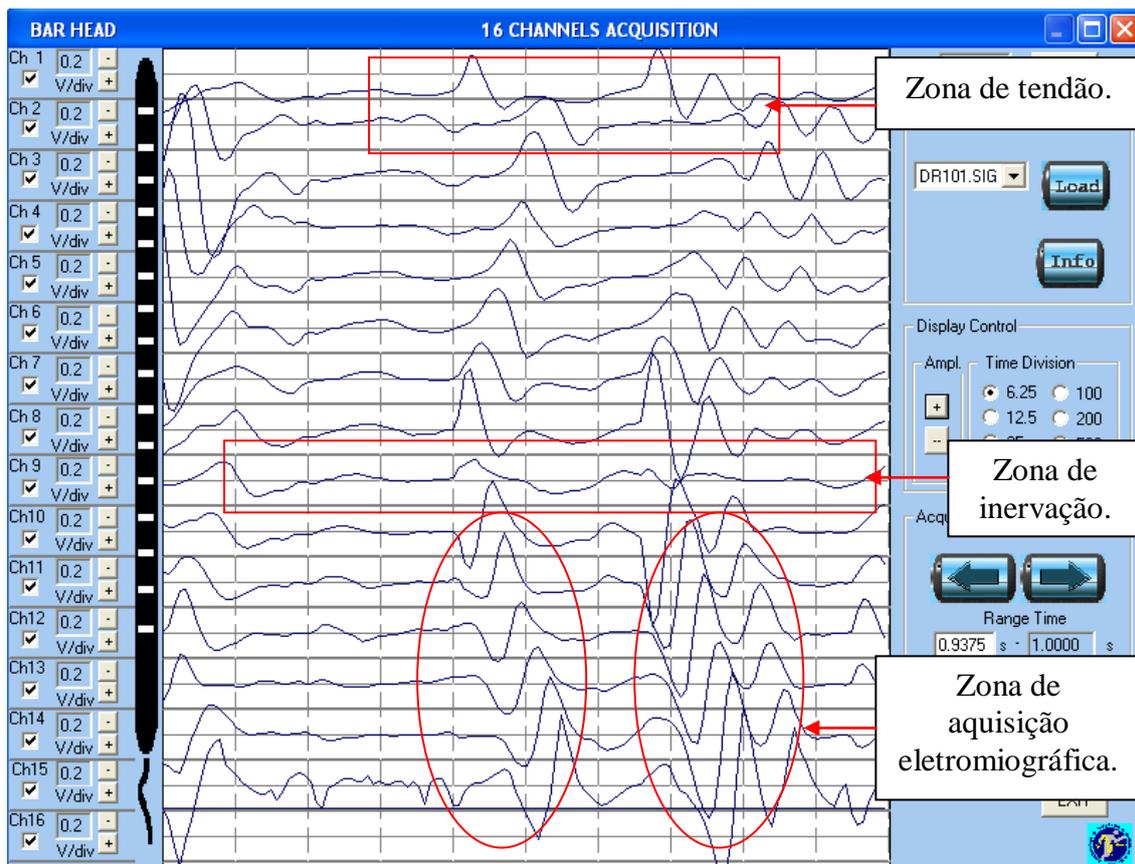


Figura 3.10: Ilustração do mapeamento da zona de inervação e de tendão. A zona de tendão se mostra no canal 1 e 2, a zona de inervação se mostra no canal 9 onde existe uma inversão no sentido de propagação do sinal eletromiográfico de superfície e a zona para aquisição do sinal eletromiográfico de superfície se encontra a partir do canal 10. Fonte: Dados da pesquisa.

11) Após o mapeamento da região, foi posicionado o arranjo linear de eletrodos flexível de 8 canais (que promoveu os sinais que foram analisados 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 inserido gel condutor no orifício de cada eletrodo do arranjo linear flexível, como ilustrado na Figura 3.11. Vale ressaltar que foi solicitado aos voluntários que mantivessem, com uma caneta comum, a demarcação realizada pelo arranjo linear de eletrodos semi-flexível (seco) até a conclusão do experimento.



Figura 3.11: Posicionamento do arranjo linear de eletrodos flexível de 8 canais e colocação de gel condutor no orifício de cada eletrodo do arranjo linear flexível. Fonte: Dados da pesquisa.

12) 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 Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II foi ajustado para marcar 10% da CIVM, o equipamento Eletromiógrafo EMG-16 foi ajustado para registrar durante 10 segundos contínuos - com 5 segundos de contração e 5 segundos de completo repouso, e foi solicitado ao voluntário que realizasse uma CIV a 10% por 5 segundos (esta porcentagem era visualizada pelo voluntário por meio do equipamento Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II). Este sinal registrado foi importante para a determinação da relação sinal/ruído no experimento. Caso essa relação não fosse satisfatória (abaixo de 20dB) o sinal eletromiográfico de superfície registrado era descartado e substituído.

13) Logo em seguida, o equipamento Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II era ajustado para marcar 30% da CIVM e solicitado 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 permitiram a visualização da formação de tripletas e os valores da velocidade de condução da fibra muscular. É importante ressaltar que o sinal coletado era descartado da pesquisa caso

não apresentasse tripletas satisfatórias e/ou valores anormais na velocidade de condução.

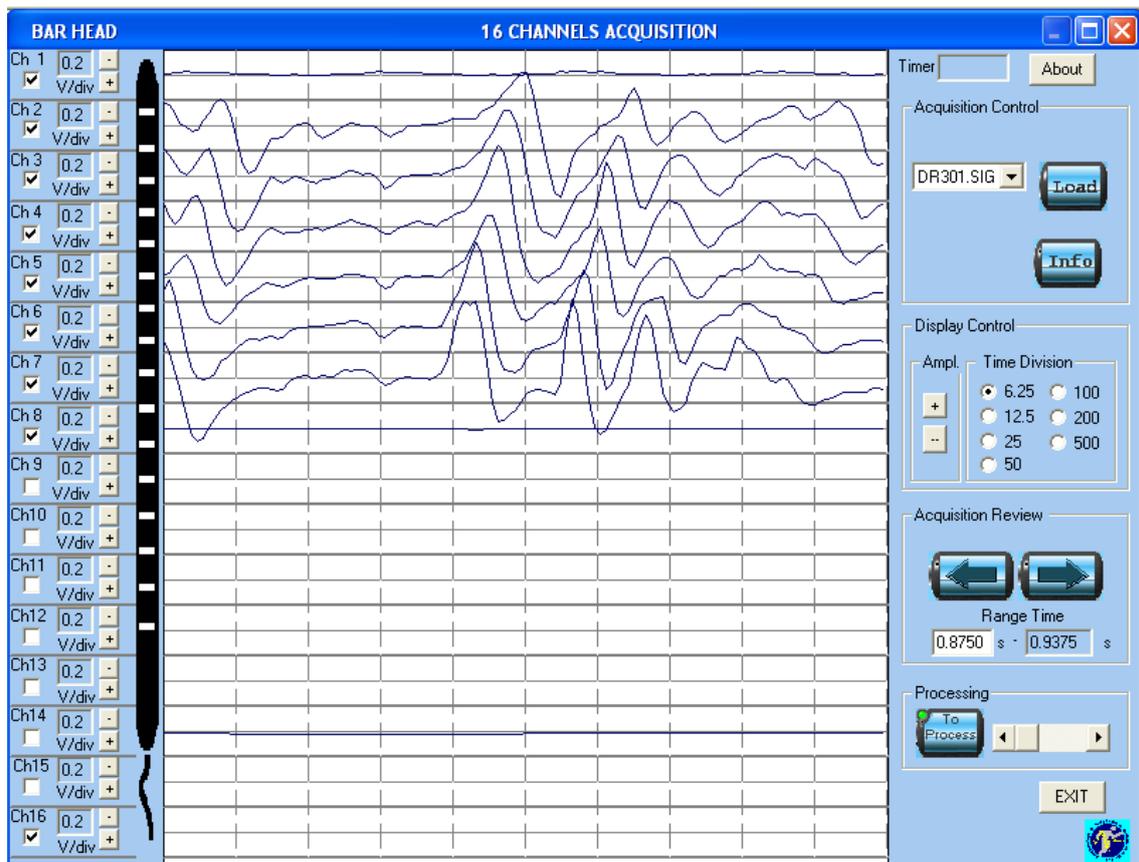


Figura 3.12: Exemplo do sinal eletromiográfico de superfície adquirido com o arranjo linear de eletrodos flexível a 30% da CIVM. Fonte: Dados da pesquisa.

3.3.3- Grupo Controle e Grupo Experimental

Todos os voluntários da pesquisa se submeteram aos procedimentos descritos acima, tanto para a execução do grupo controle como para o grupo experimental. Os voluntários primeiramente foram submetidos ao grupo controle e após 72 horas participaram do grupo experimental.

- **Grupo controle:** o voluntário já estava totalmente preparado conforme foi descrito acima. O equipamento Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II foi ajustado em 60% da CIVM, o *software* EMGAcq1_6 foi programado para permanecer registrando durante 300 segundos e então, foi solicitado ao voluntário que segurasse o dispositivo palmar de madeira fixo a célula de carga e realizasse uma CIV a 60% (guiado por barras luminosas “leds” do Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II), após o comando verbal “já”, durante o máximo tempo que suportasse e

aguentasse. Quando o voluntário relatava que não estava mais aguentando permanecer com uma CIV a 60% ou caso atingisse a marca de 20% da CIVM o teste era interrompido conforme visualizado na Figura 3.13. Durante a CIV a 60% foi realizado o registro e o armazenamento do sinal eletromiográfico de superfície no programa EMGacq1_6 pelo microcomputador portátil. A realização da pesquisa em 60% está fundamentada de acordo com o trabalho de Gregory e Bickel (2005) conforme visualizado na Figura 3.14.

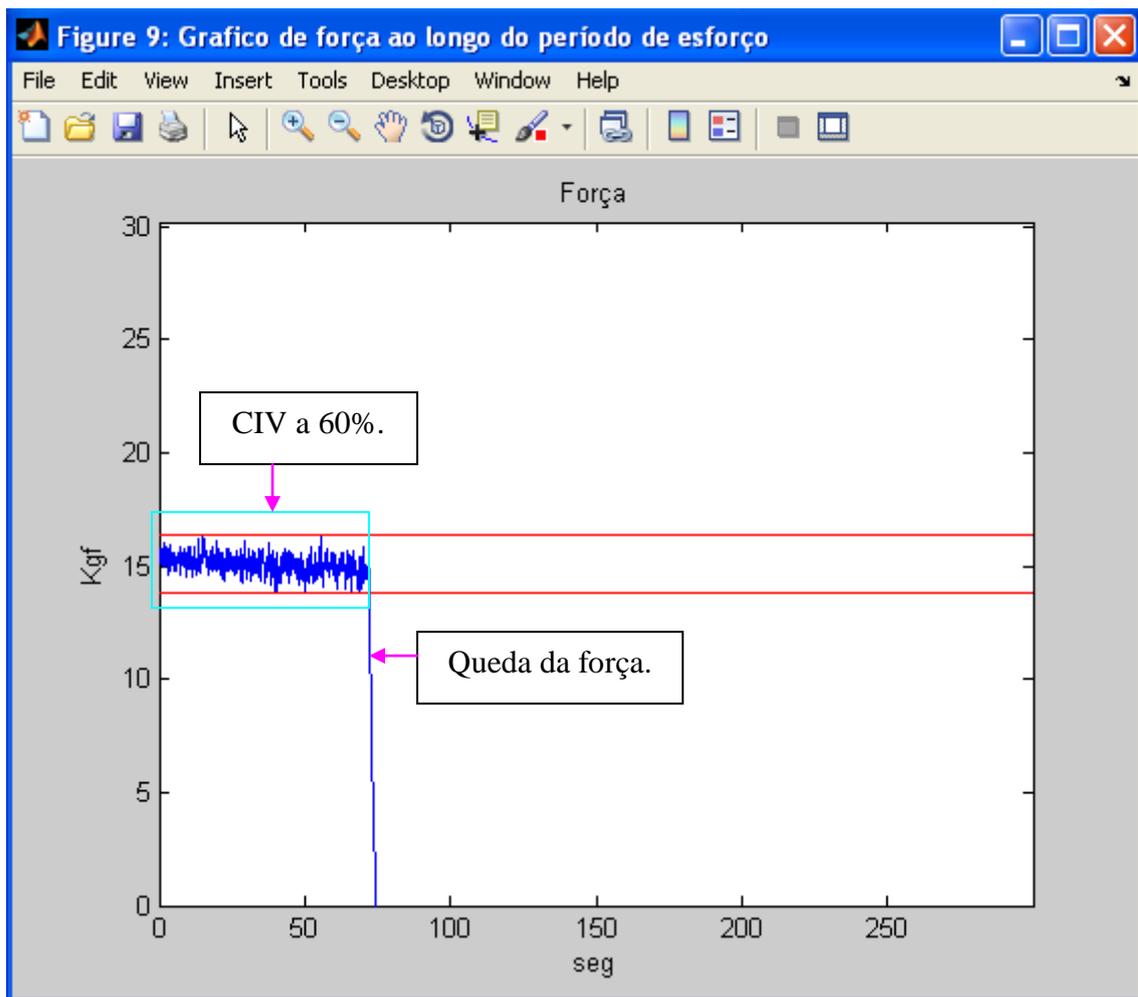


Figura 3.13: Sinal de força da CIV a 60% (em azul). As linhas vermelhas mostram os limites de 5% superior e inferior permitidos para a variação. Fonte: Dados da pesquisa.

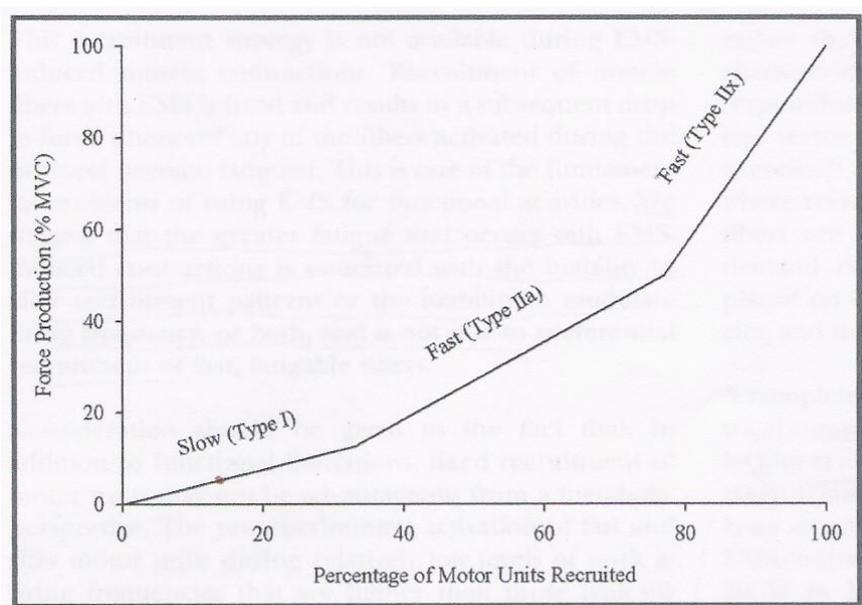


Figura 3.14: Representação gráfica da ordem de recrutamento das unidades motoras durante a contração voluntária. Fonte: Adaptado de Gregory e Bickel, 2005.

Depois de concluído o experimento, o voluntário foi submetido à EENM por 3 minutos, programada conforme a utilizada no grupo experimental, para ter a percepção e a sensação de como seria o próximo protocolo. Caso o voluntário apresentasse alguma reação adversa ao uso da EENM este era descartado da pesquisa.

- **Grupo experimental:** o voluntário já estava totalmente preparado conforme foi descrito acima. O equipamento Amplificador de dois canais biomecânicos 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 de silicone-carbono impregnados com gel condutivo e fixados com fita adesiva foram posicionados entre a zona de inervação do músculo bíceps braquial já identificado 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 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 0° , cotovelo em 90° , antebraço em supinação e punho em posição neutra, e a intensidade inicial foi ajustada para que o membro superior atingisse 120° de flexão do cotovelo conforme visualizado na Figura 3.15. Após obter essa marca, foi colocada no punho do voluntário uma órtese que impedia o movimento de flexo-extensão do punho e, então, foi solicitado 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 3.16. Após esses ajustes, foi iniciada a aquisição do sinal eletromiográfico de superfície e a EENM propriamente dita na pesquisa.

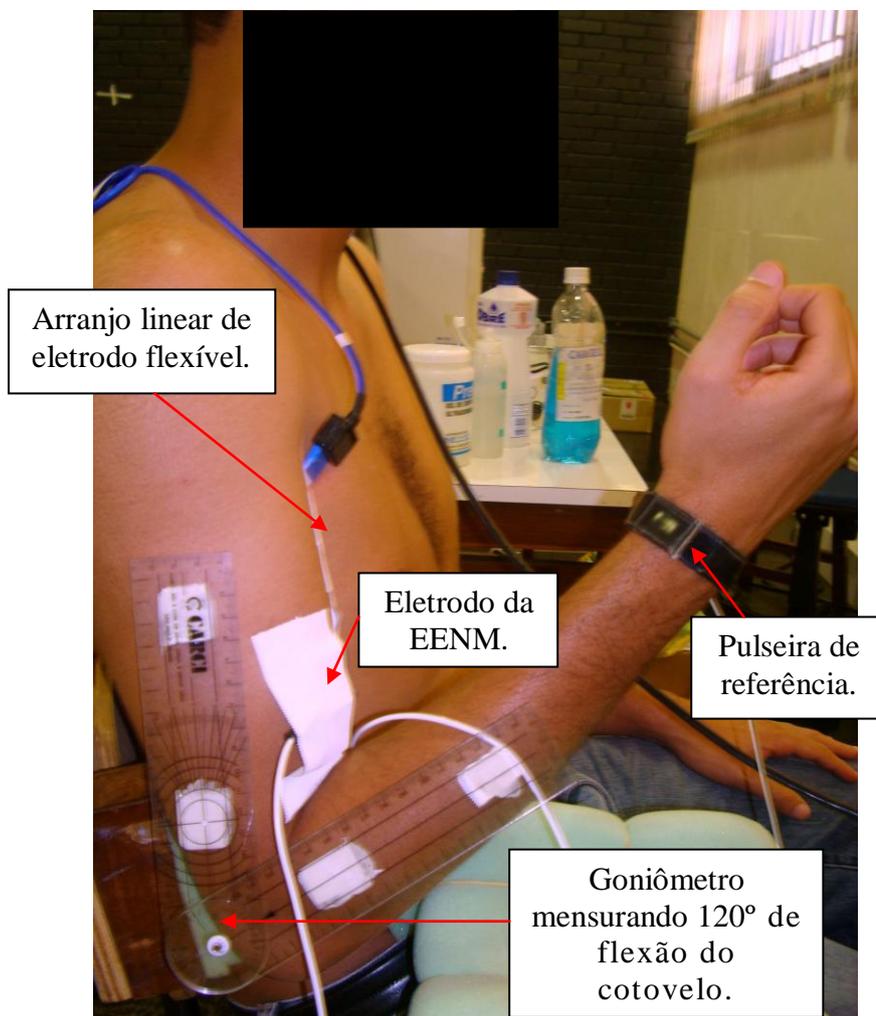


Figura 3.15: Ajuste da intensidade inicial da EENM para que o membro superior atingisse 120° de flexão do cotovelo. Fonte: Dados da pesquisa.

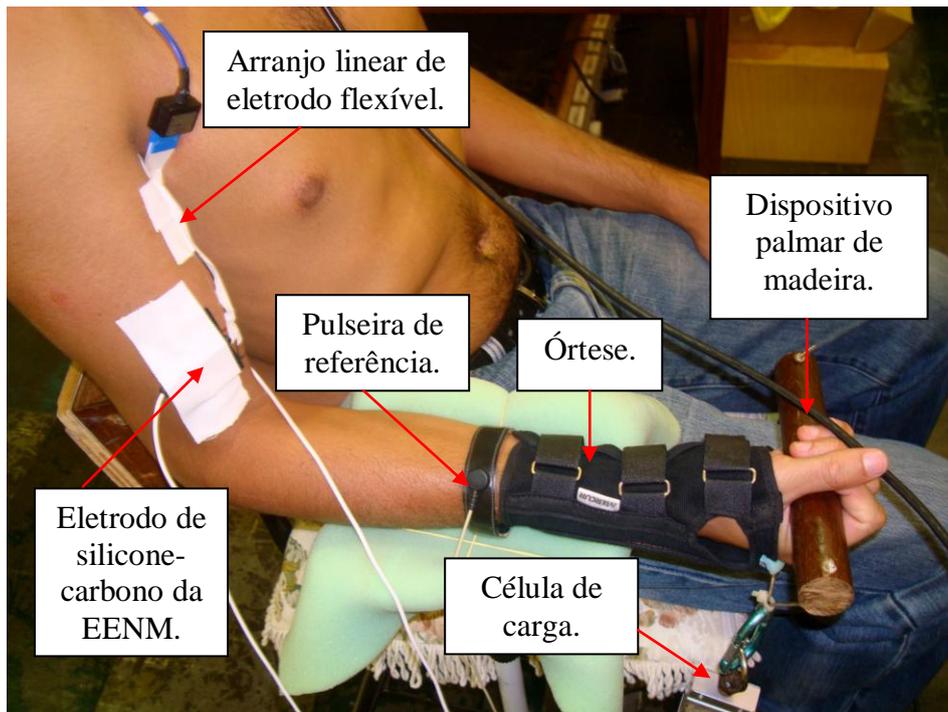


Figura 3.16: Voluntário com a órtese no punho, dispositivo palmar de madeira fixo a célula de carga, arranjo linear de eletrodos flexível e eletrodos de silicone-carbono da EENM. Fonte: Dados da pesquisa.

3.3.4- Configuração do Estimulador Elétrico Neuromuscular e Registro de Força Muscular

O equipamento de estimulação elétrica neuromuscular utilizado foi o modelo DUALPEX 961 da marca QUARK[®] (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 50Hz de frequência, 250 μ 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.

Tabela 3.1: Valores referentes à programação da EENM. Fonte: Manual do equipamento modificado.

Programação da EENM	
Frequencia	50Hz
Largura de Pulso	250 μ s
Rampa de Subida	2s
Rampa de Descida	2s
Tempo de Contração (<i>TON</i>)	10s
Tempo de Repouso (<i>TOFF</i>)	10s
Tempo de EENM	20min

Ao término da EENM, faltando 1 minuto, a órtese era retirada do punho do voluntário, o equipamento Amplificador de dois canais biomecânicos MISO II fora ajustado para marcar 60% da CIVM e o voluntário foi instruído a realizar a mesma sequencia do grupo controle, ou seja, manter uma CIV a 60% durante o máximo tempo que suportasse. Quando o voluntário relatava que não estava mais aguentando permanecer com uma CIV a 60% ou caso atingisse a marca de 20% da CIVM o teste era interrompido conforme demonstrado na Figura 3.17. Durante a EENM e a CIV a 60% foi feito o registro do sinal eletromiográfico de superfície.

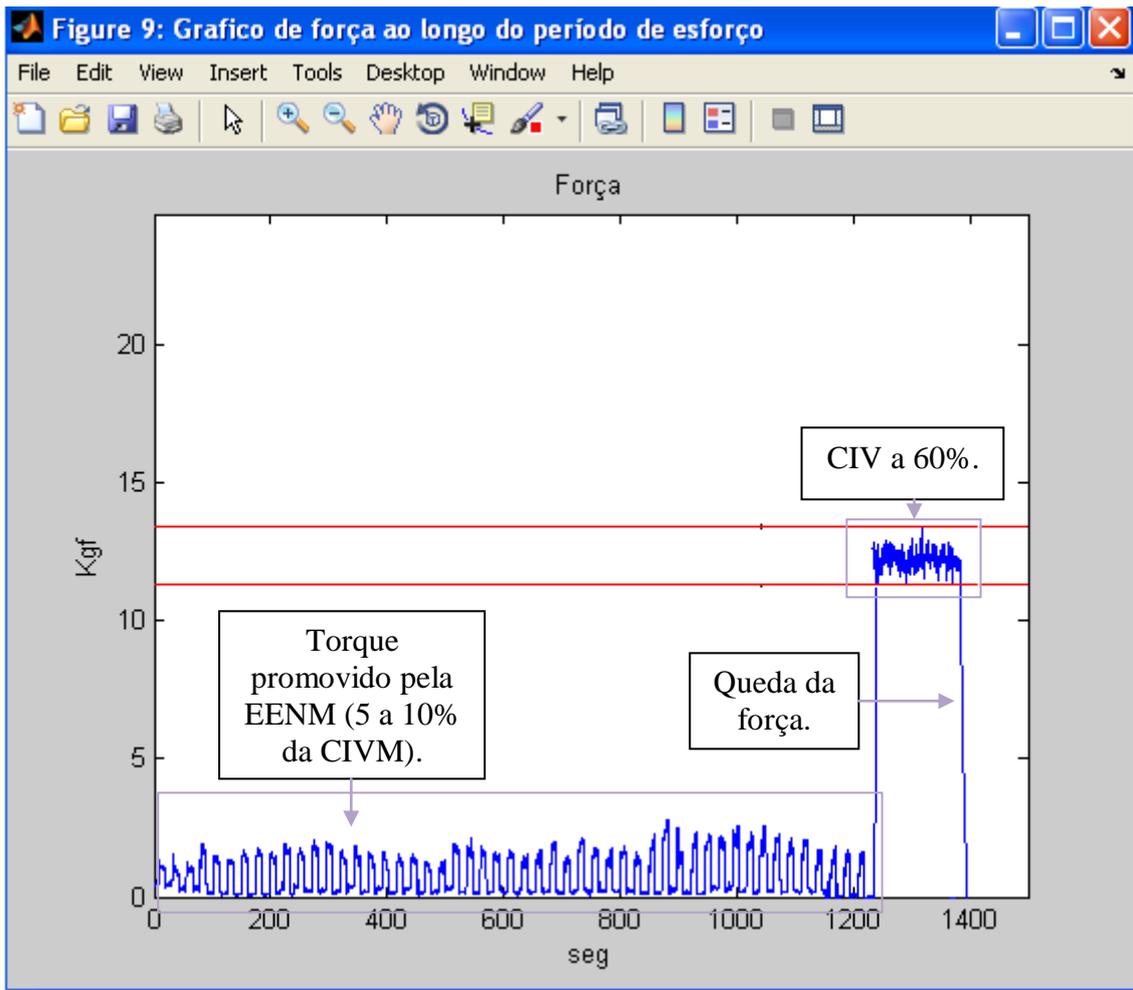


Figura 3.17: Sinal de torque da EENM em torno de 5 a 10% da CIVM e da CIV a 60% (em azul). As linhas vermelhas mostram os limites de 5% superior e inferior permitidos para a variação. Fonte: Dados da pesquisa.

Todos os procedimentos experimentais aqui descritos foram executados em todos os voluntários de maneira idêntica. Esta comparação entre dois protocolos (grupo controle e grupo experimental) nos mesmos indivíduos visou o estudo da influência da EENM no padrão de recrutamento das unidades motoras por meio das características do sinal eletromiográfico de superfície. Após a conclusão de ambos os protocolos, o voluntário foi liberado da pesquisa.

3.4- Avaliação da Qualidade do Sinal Eletromiográfico de Superfície

O sinal eletromiográfico denominado registro de controle (Apêndice C) consistiu em realizar uma aquisição a 10% da CIVM, na sequência com 5 segundos de contração

e 5 segundos de repouso. Este sinal foi captado em ambos os grupos e determinou a relação sinal/ruído por meio da divisão do valor RMS do sinal coletado no período de contração pelo de repouso. Assim, foi aplicado o operador $10\log \text{VRMS}(\text{sinal}) / \text{VRMS}(\text{ruído})$ e caso o valor desse operador fosse menor que 20dB o sinal era descartado.

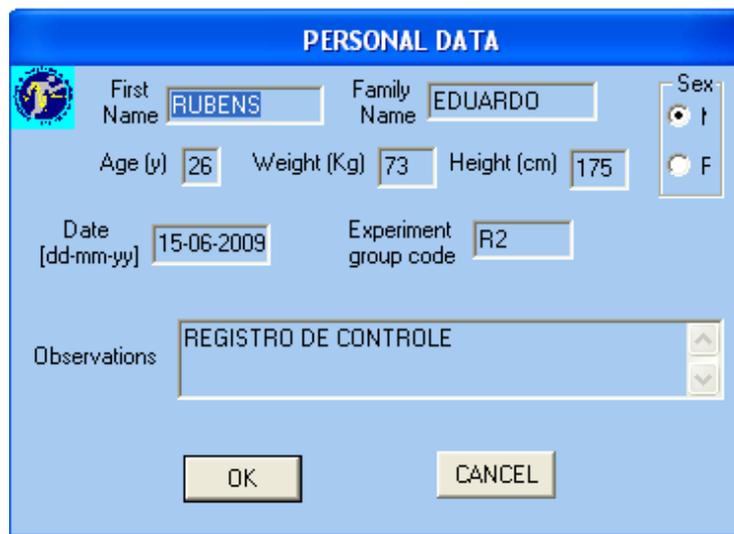


Figura 3.18: Ilustração do preenchimento do *software* EMGAcq1_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de controle. Fonte: Dados da pesquisa.

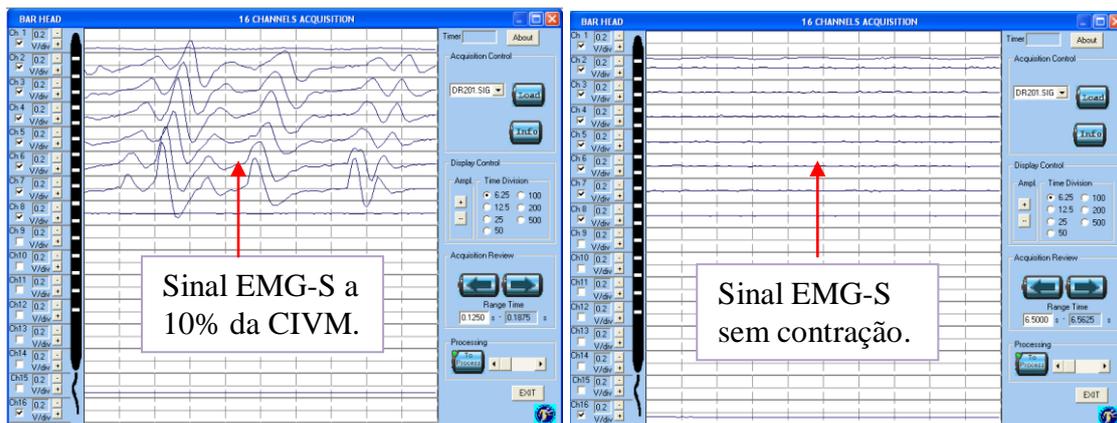


Figura 3.19: Ilustração da tela do *software* EMGAcq1_6 demonstrando a aquisição do sinal eletromiográfico de superfície a 10% da CIVM durante 5 segundos de contração e 5 segundos de repouso. Fonte: Dados da pesquisa.

O sinal denominado registro de tripletas (Apêndice C) consistiu em realizar uma aquisição eletromiográfica a 30% da CIVM durante 5 segundos com o intuito de visualizar a melhor triplaleta (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, em torno de 2 a 6m/s para o músculo bíceps braquial (MERLETTI e PARKER, 2004).

Figura 3.20: Ilustração do preenchimento do *software* EMGAcq1_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de tripleta. Fonte: Dados da pesquisa.

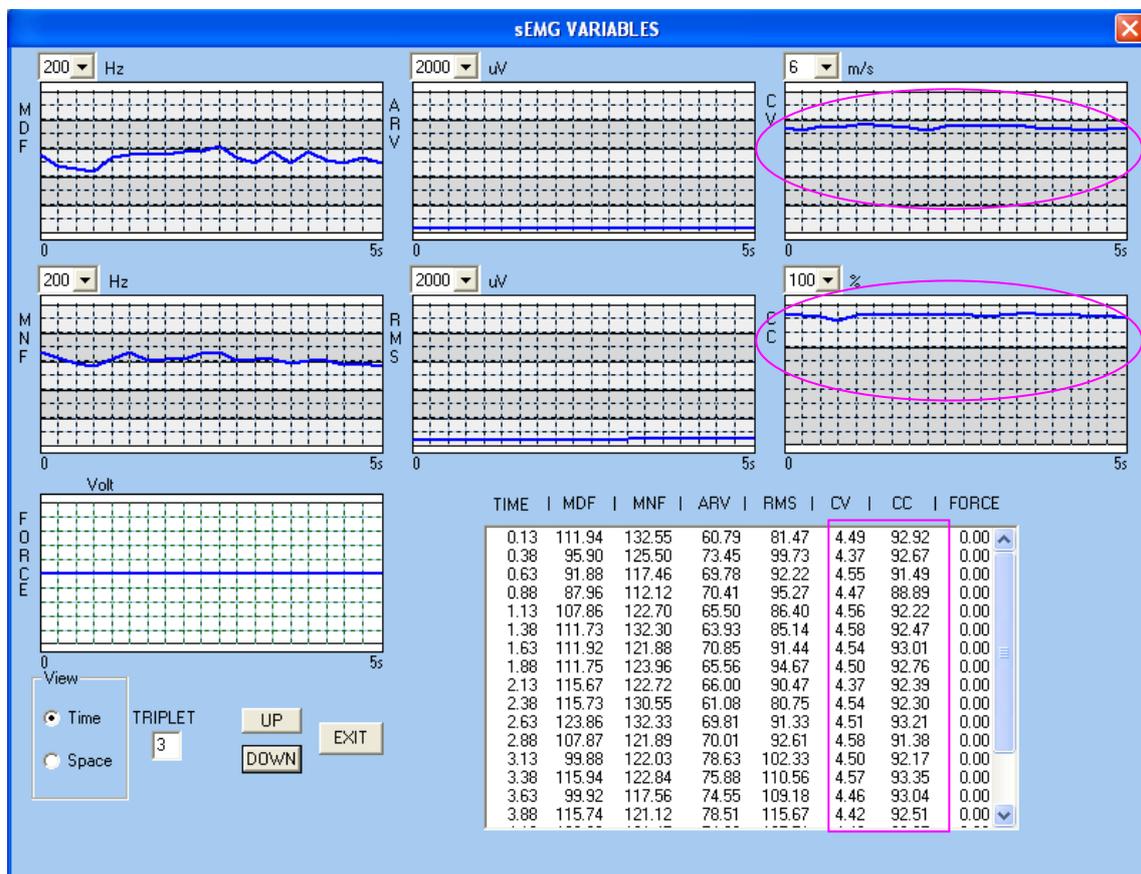


Figura 3.21: Demonstração da formação de tripletas, coeficiente de correlação cruzada acima de 70% e valores aceitos para a velocidade de condução da fibra muscular. Fonte: Dados da pesquisa.

Os sinais da EMG-S com o coeficiente de correlação cruzada abaixo de 70%, velocidade de condução com valores acima do padrão fisiológico e presença de ruídos altos, ou seja, componentes de frequência que sobrepusessem o espectro de frequência do sinal foram descartados.

O registro experimental que compunha a aquisição com CIV a 60% e a aquisição com EENM e CIV a 60% (Apêndice C) também foram expostos a uma avaliação de correlação. Essa abordagem buscou identificar tripletas com coeficiente de correlação cruzada (CC) acima de 70% e velocidade de condução (VC) com padrão fisiológico (2 a 6m/s) para o músculo bíceps braquial. Estes 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.

The image shows a software dialog box titled "PERSONAL DATA". It contains the following fields and controls:

- First Name: DIEGO
- Family Name: LOPES
- Age (y): 22
- Weight (Kg): 87
- Height (cm): 176
- Date [dd-mm-yy]: 06-07-2009
- Experiment group code: DL4
- Sex: M, F
- Observations: REGISTRO DE AQUISIÇÃO A 60%
- Buttons: OK, CANCEL

Figura 3.22: Ilustração do preenchimento do *software* EMGAcq1_6 para o sinal eletromiográfico denominado registro de aquisição a 60%. Fonte: Dados da pesquisa.

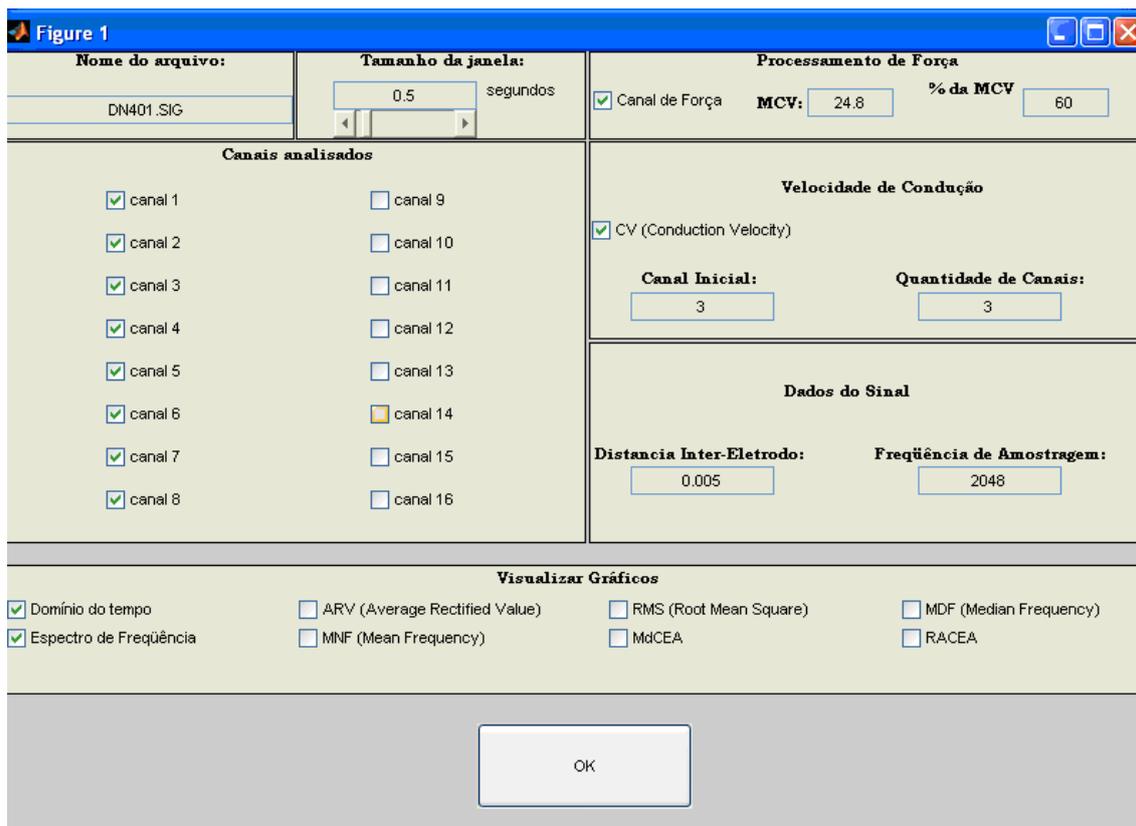


Figura 3.23: Ferramenta computacional interface. Fonte: Dados da pesquisa.

Caso algum desses sinais apresentasse qualquer alteração com relação ao que foi descrito acima o teste era invalidado e o sinal descartado da pesquisa.

3.5- O Processamento dos Sinais Eletromiográficos de Superfície

O processamento consistiu em uma avaliação dos sinais eletromiográficos de superfície, nos grupos controle e experimental, objetivando a validação desses sinais para a pesquisa em suma.

Os sinais eletromiográficos de superfície foram submetidos a uma primeira etapa de processamento no equipamento de registro EMG-16, e que, corresponde a uma filtragem do tipo passa-banda com largura de frequência entre 20 Hz e 500 Hz. Como os registros eletromiográficos possuem intervalos superiores aos períodos de CIV (60%), foi desenvolvido um algoritmo 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 partida no início da CIV (60%) e final na queda de 50% (CIV a 30%) da força isométrica desenvolvida pelos voluntários.

O algoritmo de extração da janela do sinal eletromiográfico de interesse utilizou o sinal de força no corte da região de proveito do sinal EMG a ser processado conforme visualizado nas Figuras 3.24.

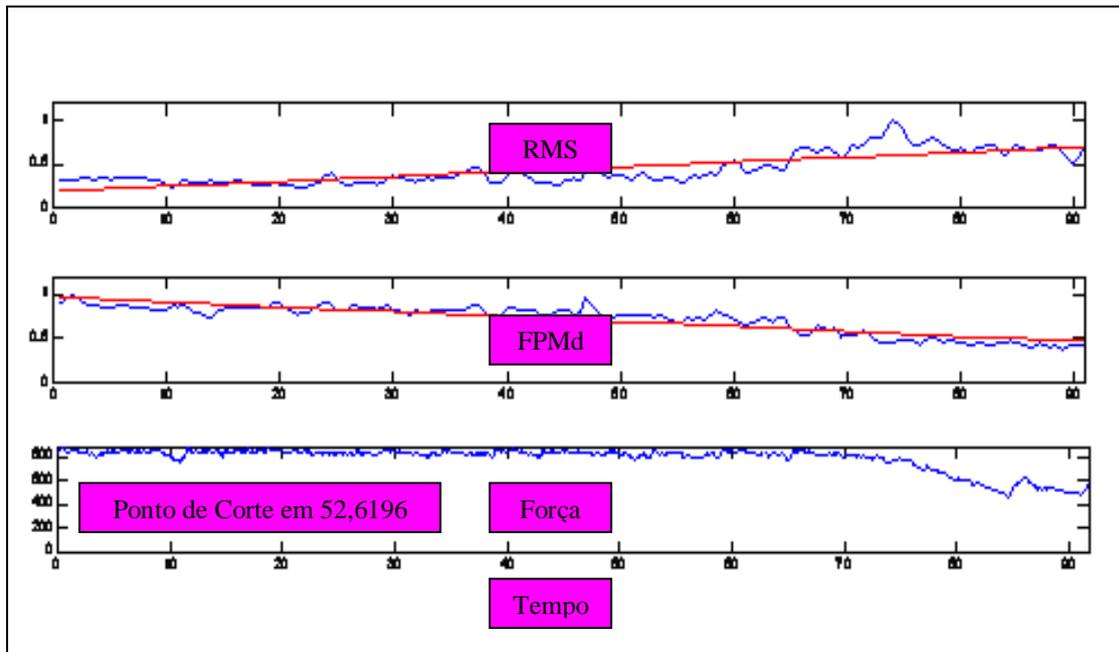


Figura 3.24: Demonstração de corte que resultou em um sinal EMG-S com partida no início da CIV a 60% e final na queda de 50% da força desenvolvida pelos voluntários. Fonte: Dados da pesquisa.

O programa Matlab 7.4 permitiu a visualização e a quantificação da análise do sinal EMG-S no domínio do tempo, no espectro da frequência e no processamento de força. As Figuras 3.25, 3.26, 3.27 abaixo demonstram os gráficos emitidos por esta ferramenta.

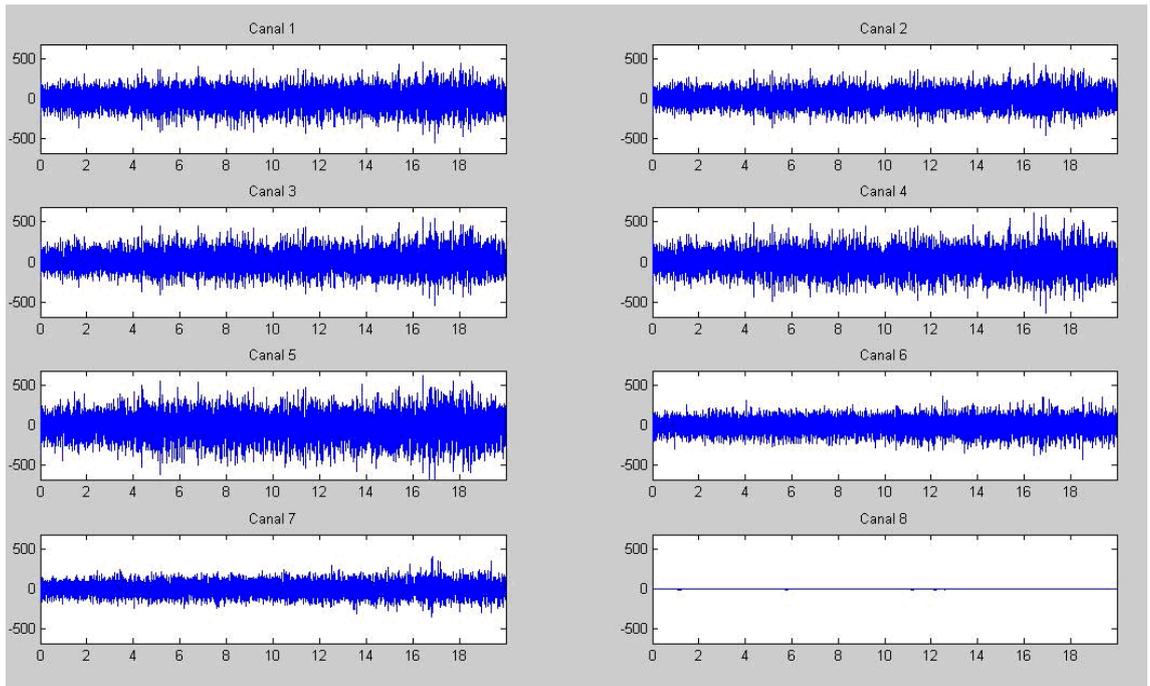


Figura 3.25: Exemplo de espectro do sinal de EMG-S no domínio do tempo capturado em cada um dos 8 canais diferenciais. Fonte: Dados da pesquisa.

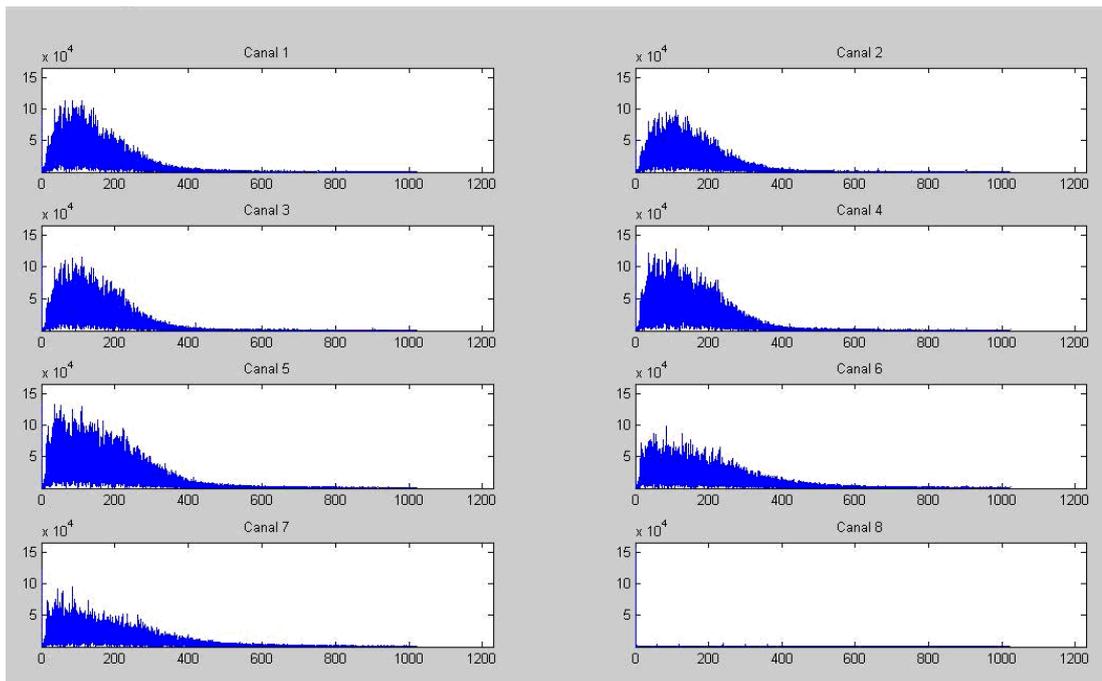


Figura 3.26: Exemplo do espectro do sinal de EMG-S no domínio da frequência capturado em cada um dos 8 canais diferenciais. Fonte: Dados da pesquisa.

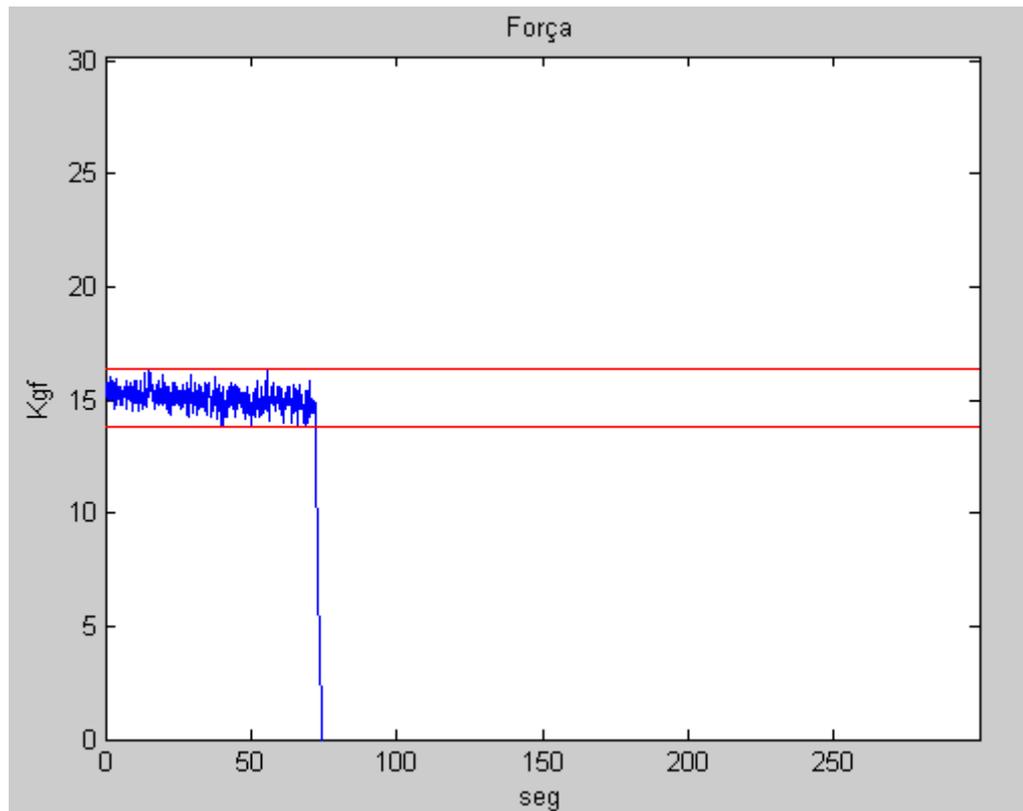


Figura 3.27: Exemplo do sinal de força. Fonte: Dados da pesquisa.

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 era excluído da pesquisa. Vale ressaltar que, durante a avaliação dos sinais os canais medianos do eletrodo flexível, 3, 4 e 5, apresentaram valores mais satisfatórios e, portanto, optou-se por utilizar neste estudo os canais 3, 4 e 5 em todas as análises executadas.

3.6- As Técnicas de Processamento dos Sinais Eletromiográficos de Superfície

Para esta pesquisa os indicadores dos sinais EMG-S selecionados para a análise foram o *root mean square* (RMS) e à *frequencia de potência mediana* (FPMd) por apresentarem alta correlação com o recrutamento de unidades motoras.

O RMS foi calculado para o estudo do crescimento ou decaimento 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 e sua atuação no recrutamento de unidades motoras. Este indicador 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 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:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|^2}$$

Equação 3.1: RMS. Fonte: Merletti e Parker, 2004.

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 FPMd foi calculada para o estudo do crescimento ou decaimento 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 e sua atuação no recrutamento de unidades motoras (FARINA *et al.*, 2002). A FPMd 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 FPMd é calculada canal por canal por meio da Equação 3.2, onde $FPMd$ é a frequência de potência mediana propriamente dita:

$$\int_0^{FPMd} P(\omega) \cdot d\omega = \int_{FPMd}^{\infty} P(\omega) \cdot d\omega = \frac{1}{2} \cdot \int_0^{\infty} P(\omega) \cdot d\omega$$

Equação 3.2: FPMd. Fonte:

Merletti e Parker, 2004.

Para fazer a análise das características dos sinais EMG-S nos indicadores FPMd 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.

3.7- Análise Estatística

A fim de analisar os sinais produzidos pela EMG-S no grupo controle e no grupo experimental e com o intuito de averiguar o padrão de recrutamento das unidades motoras por meio da média (Md) das variáveis RMS e FPMd, optou-se pela ferramenta computacional Matlab 7.4.

Com o objetivo de avaliar uma possível normalidade dos dados adquiridos aplicou-se o teste de *Shapiro-Wilk*. Como a normalidade não foi encontrada optou-se em utilizar testes não-paramétricos. Para identificar as tendências nos operadores RMS e FPMd, nos grupos controle (C) e experimental (E), foi aplicado o teste de *Wilcoxon* para verificar a existência de diferenças significativas nas médias (Md) das variáveis eletromiográficas. Complementarmente, foi realizado uma Análise Descritiva da Dispersão nos valores médios (Md) das variáveis eletromiográficas RMS e FPMd tanto para o grupo controle quanto para o grupo experimental.

4- RESULTADOS

Durante o experimento foram analisadas 26 amostras de 13 sujeitos (13 sujeitos para o grupo controle e 13 sujeitos para o grupo experimental). Um conjunto de 7 sujeitos foi descartado por não atender aos critérios de qualidade estabelecidos no trabalho. As informações sobre os sujeitos que efetivamente compuseram a amostra está descrito na Tabela 4.1.

Tabela 4.1: Descrição dos participantes cujos dados foram analisados. Fonte: Dados da pesquisa.

Variável	média ± desvio padrão
Número	13
Idade (anos)	22,92 ± 2,98
Peso (kg)	75,15 ± 10,40
Altura (m)	1,77 ± 0,51

4.1- Teste de Normalidade

Nesse estudo a primeira avaliação estatística consistiu em verificar a normalidade das amostras. A confirmação de normalidade possibilita a utilização de testes estatísticos paramétricos e, neste sentido, o teste de *Shapiro-Wilk* foi aplicado em todos os registros demonstrados nas Tabelas 4.2 e 4.3.

Tabela 4.2: Teste de *Shapiro-Wilk* para verificação da normalidade das variáveis presentes no grupo controle. Fonte: Dados da pesquisa.

	MdRMS [mV]	MdFPMd [Hz]
H	0	0
p	0,624	0,756

Tabela 4.3: Teste de *Shapiro-Wilk* para verificação da normalidade das variáveis presentes no grupo experimental. Fonte: Dados da pesquisa.

	MdRMS [mV]	MdFPMd [Hz]
H	1	0
p	4,658- e004	0,3923

Conforme o teste de *Shapiro-Wilk*, a hipótese nula ($H=0$) indica a existência de normalidade e a hipótese alternativa ($H=1$) assume não existir normalidade (com um nível de significância de 5%). Conforme os resultados apresentados no grupo controle, a normalidade pode ser aceita no nível de significância adotado para os parâmetros RMS e FPMd ($p>0,05$). De acordo com os resultados apresentados no grupo experimental, a normalidade pode ser aceita no nível de significância adotado para o parâmetro FPMd e rejeitada para o parâmetro RMS ($p<0,05$).

Perante as informações acima, foram aplicados testes não paramétricos para determinar os resultados tanto para o grupo controle como para o grupo experimental.

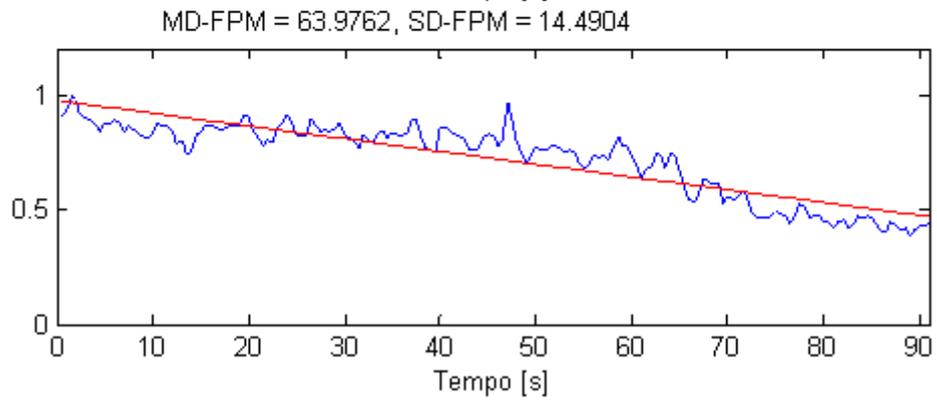
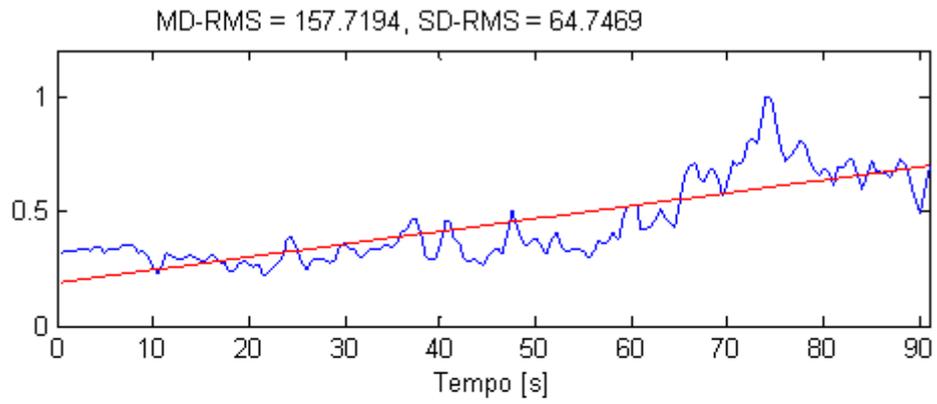
4.2- Avaliação Intra-Grupo

As variáveis tempo (s), média do RMS (mV) e média da FPMd (Hz) para o grupo controle esta descrito na Tabela 4.4 abaixo. As curvas que correspondem aos valores e desvios-padrão do RMS e da FPMd para o grupo controle encontram-se na Figura 4.1.

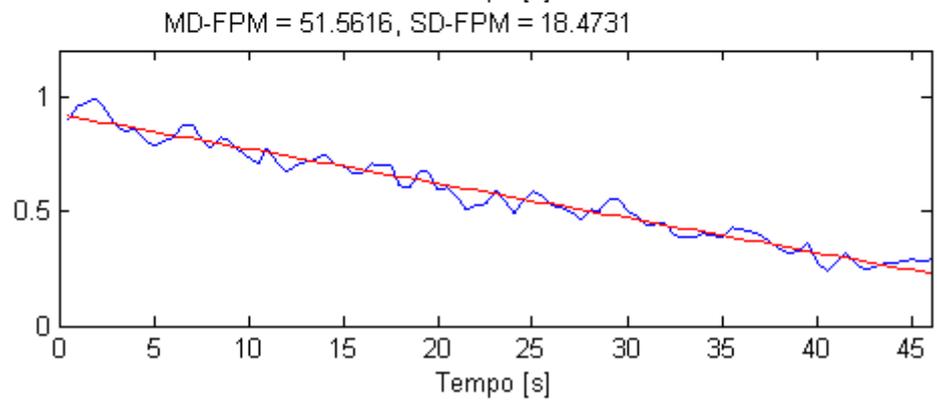
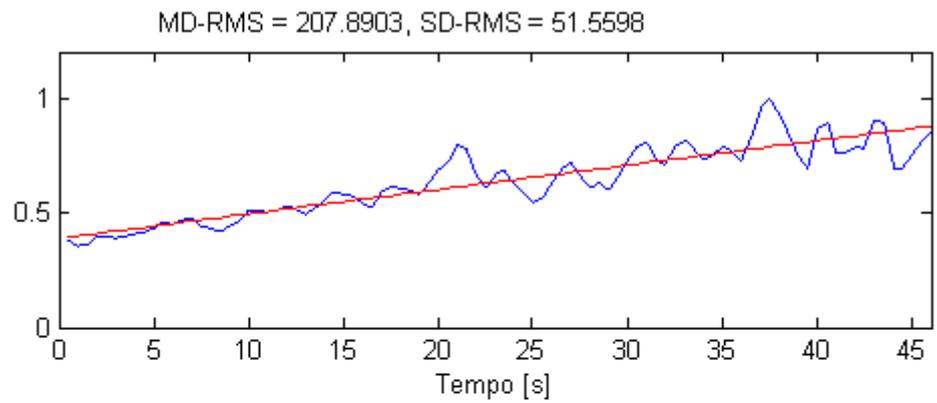
Tabela 4.4: Variáveis extraídas do grupo controle. Fonte: Dados da pesquisa.

Sujeitos	Tempo [s]	MdRMS [mV]	MdFPMd [Hz]
1	91,83	157,72	63,98
2	46,82	207,89	51,56
3	52,16	115,28	61,20
4	67,67	260,39	80,87
5	47,34	126,06	91,52
6	186,18	95,94	100,29
7	58,02	70,31	73,96
8	148,79	224,22	36,69
9	96,43	123,79	58,29
10	35,85	88,33	61,67
11	53,31	164,48	66,20
12	70,42	180,68	70,20
13	28,73	245,67	104,24
Média	75,66	158,52	70,82
Desvio±	45,76	61,92	19,29

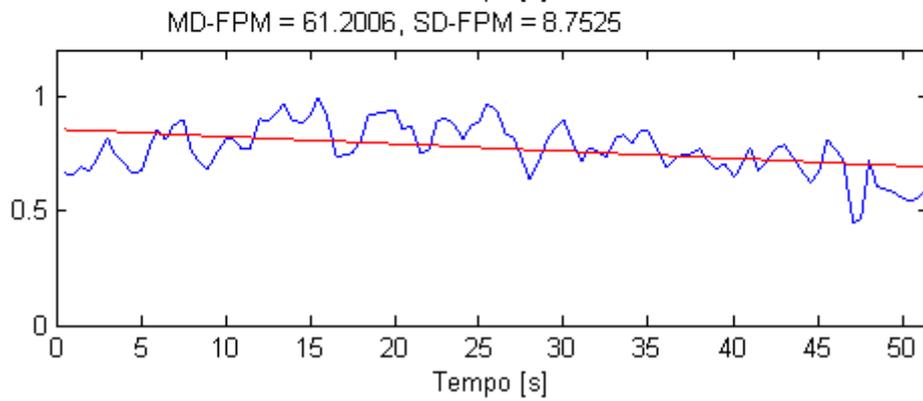
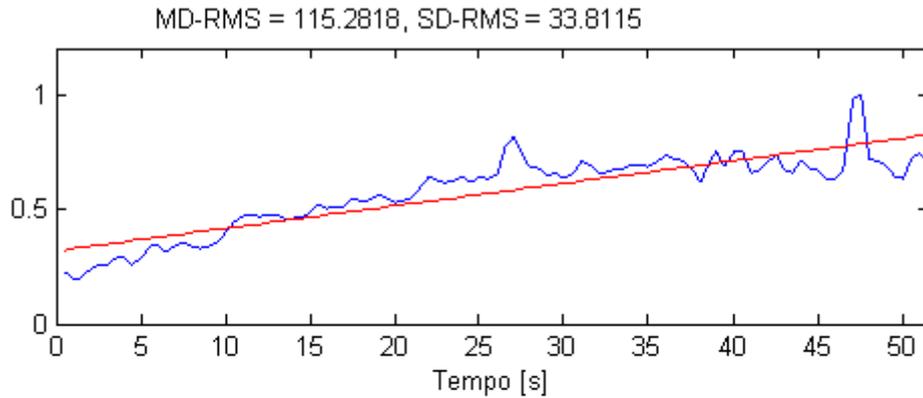
Sujeito 1



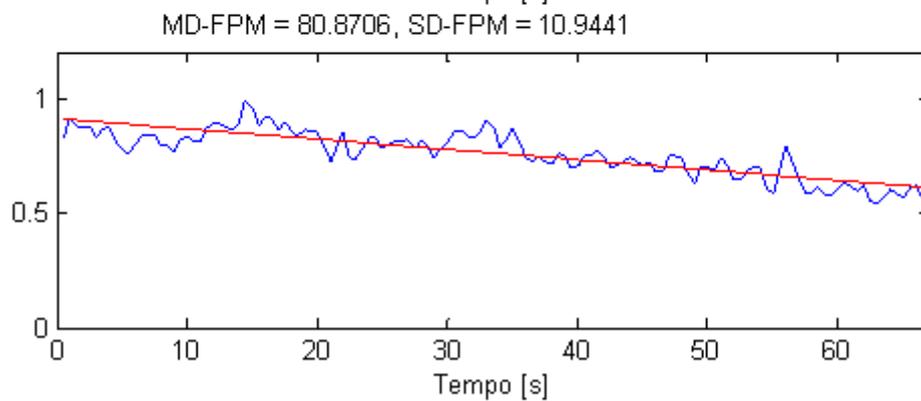
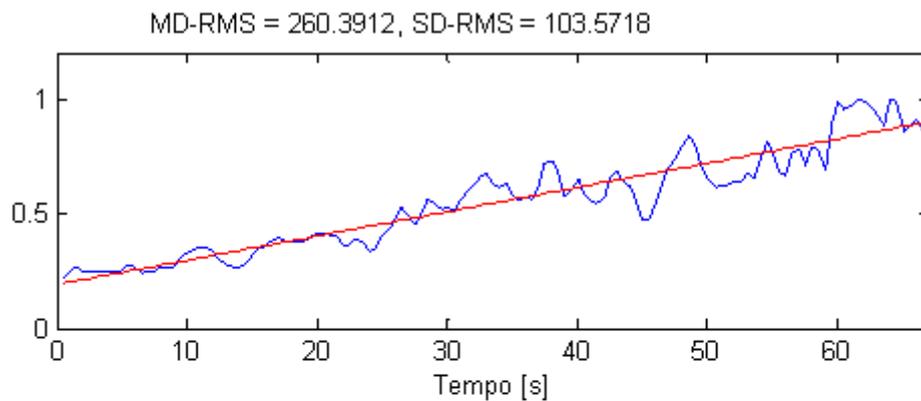
Sujeito 2



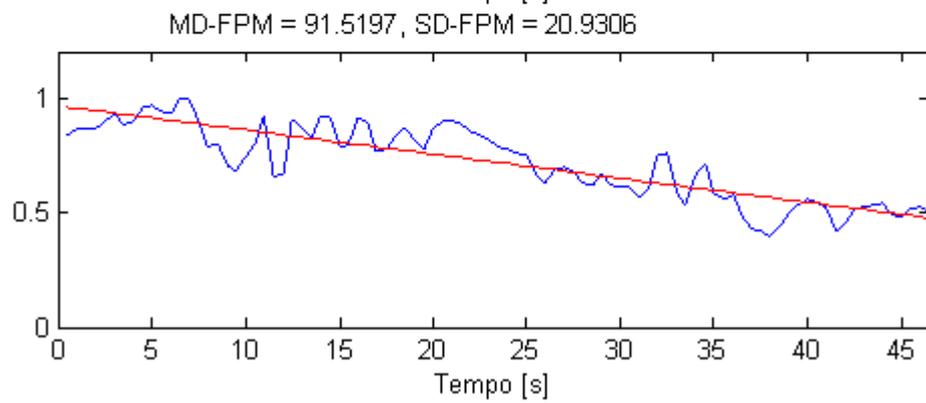
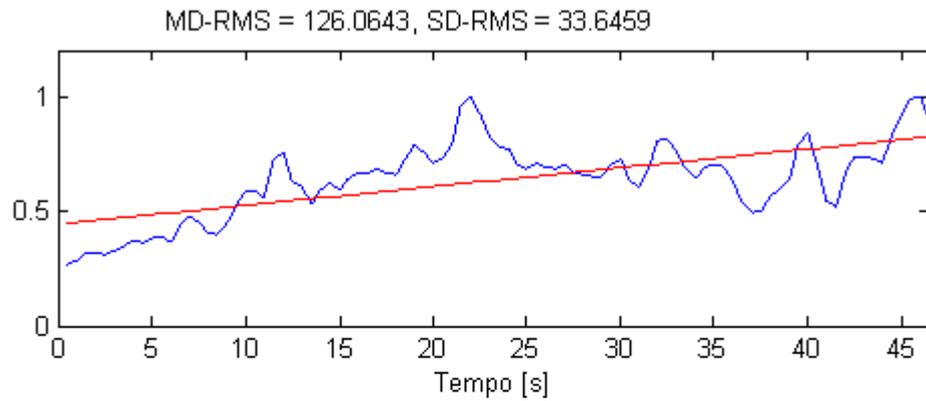
Sujeito 3



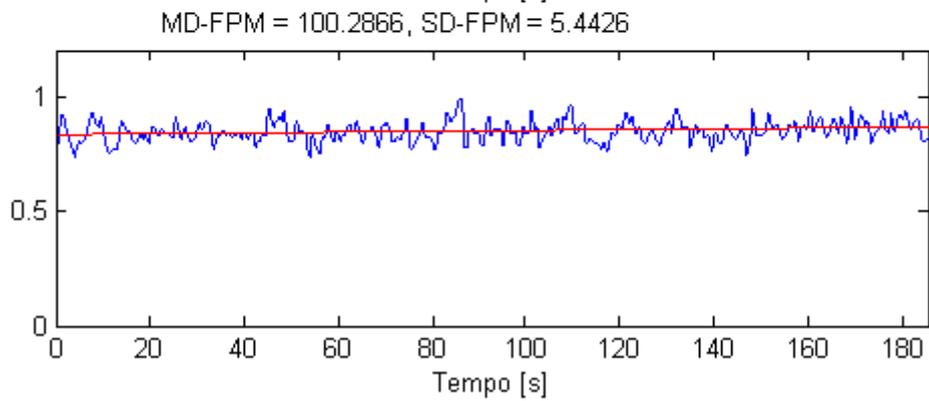
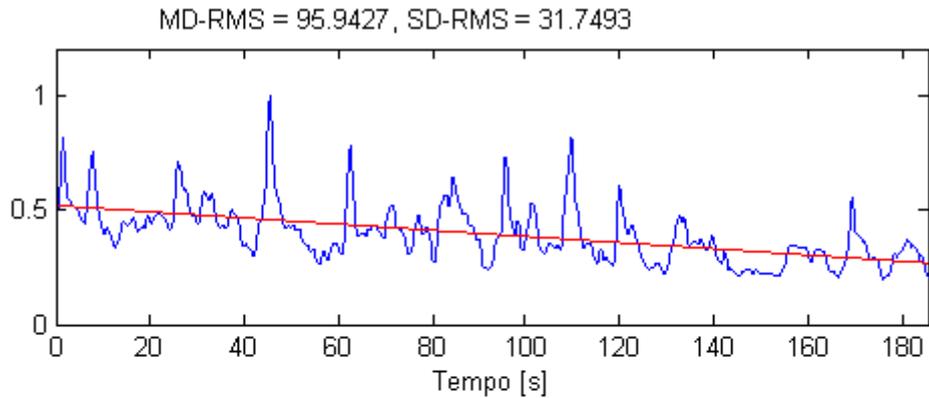
Sujeito 4



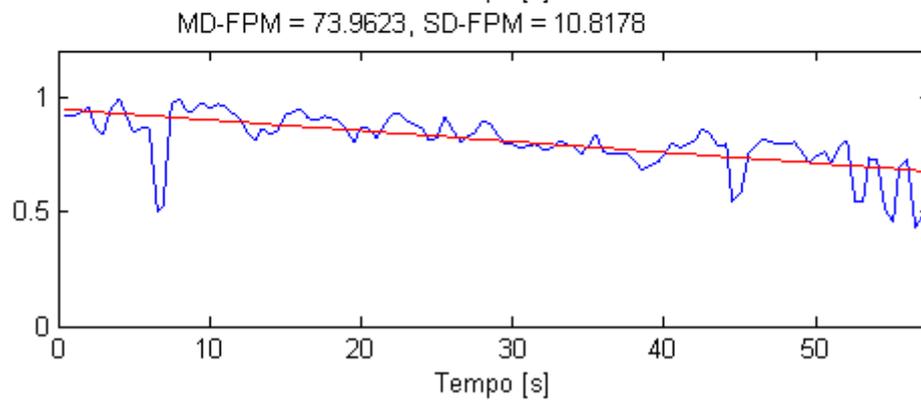
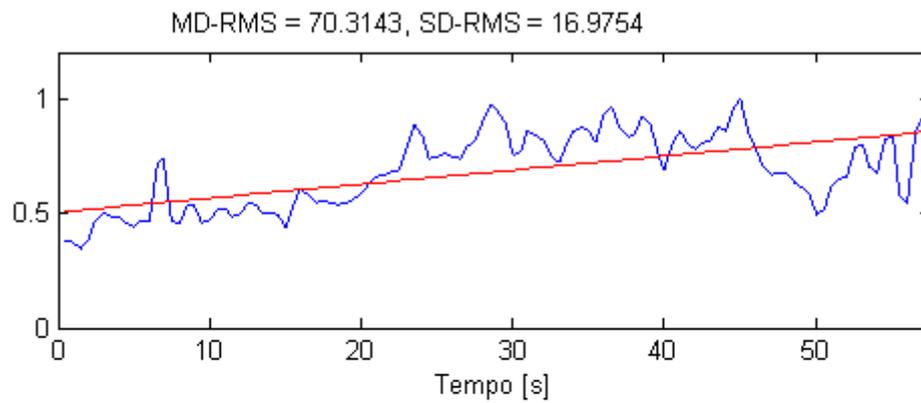
Sujeito 5



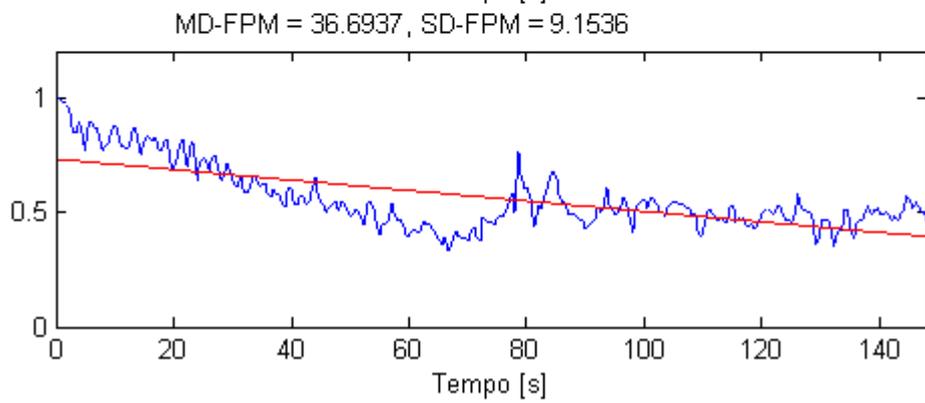
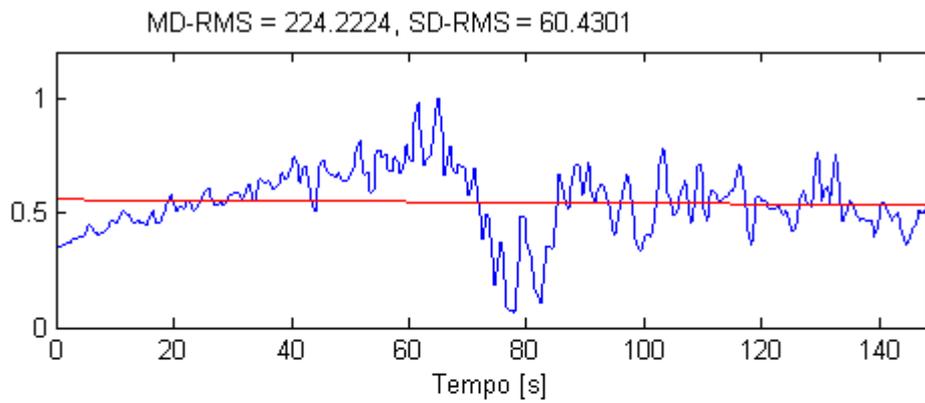
Sujeito 6



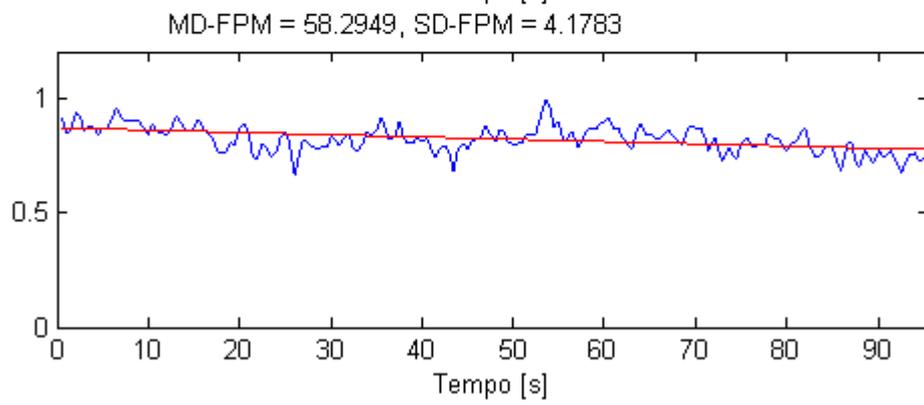
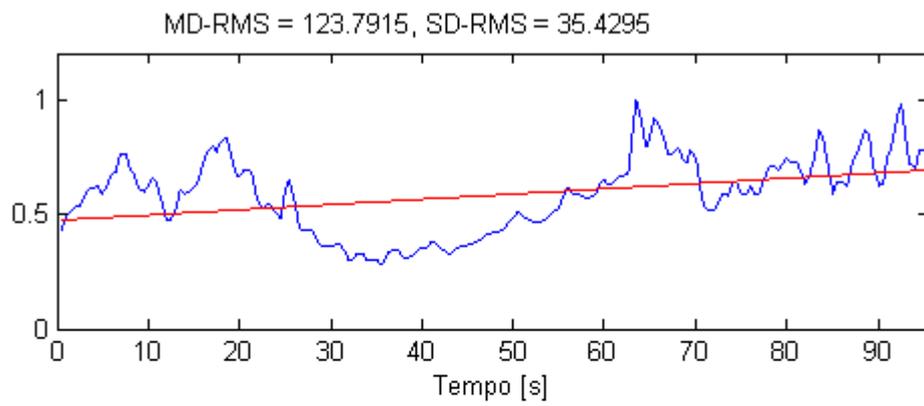
Sujeito 7



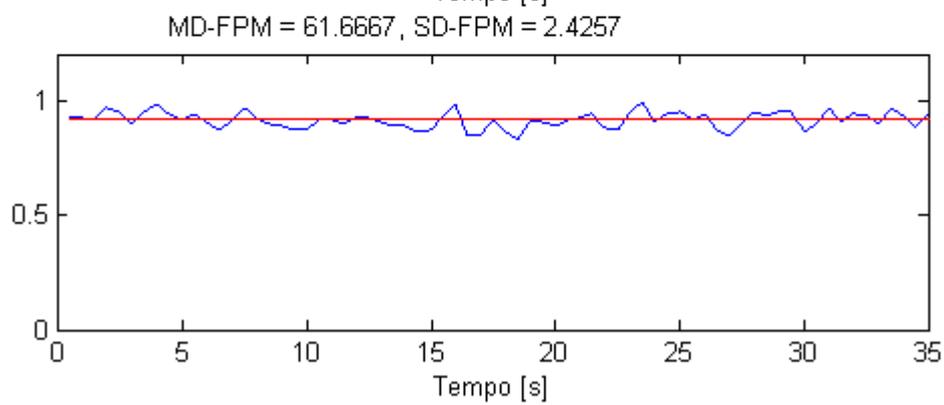
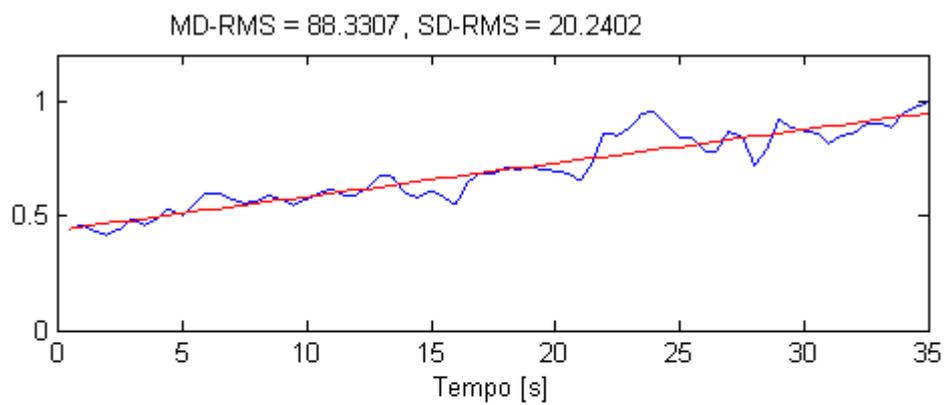
Sujeito 8



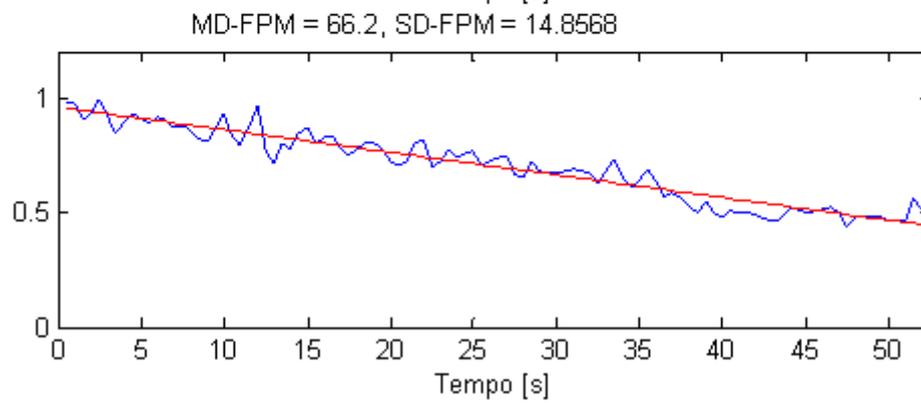
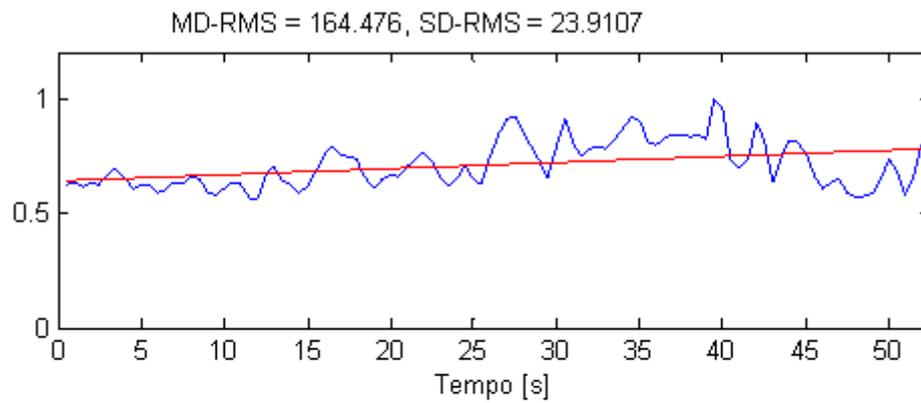
Sujeito 9



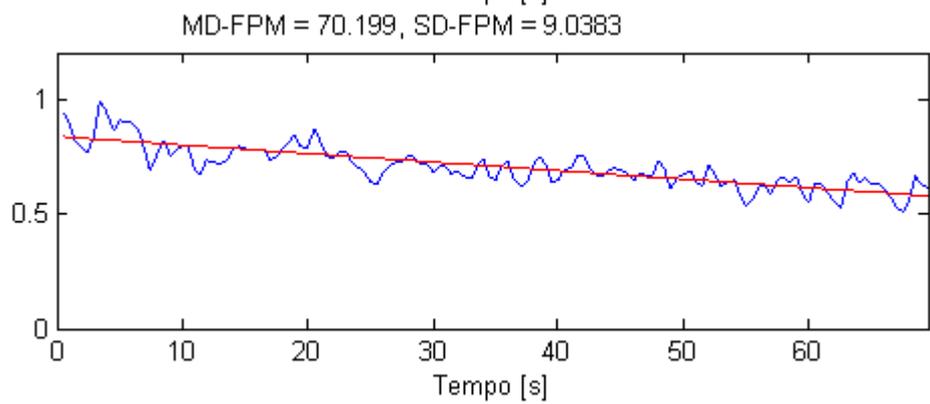
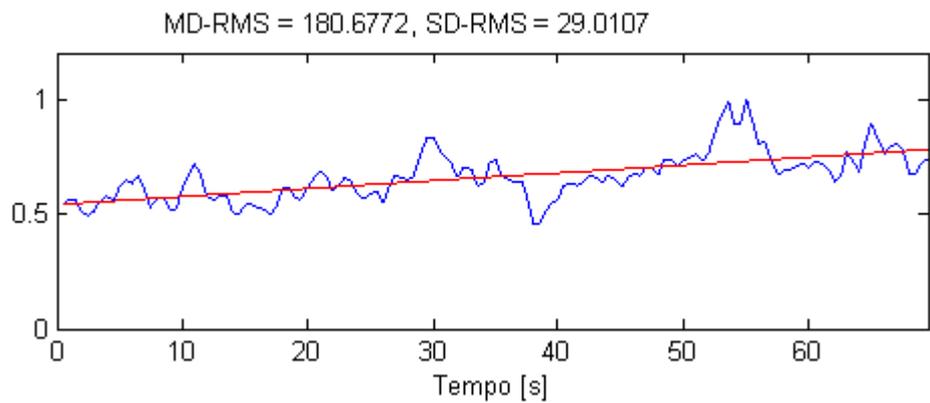
Sujeito 10



Sujeito 11



Sujeito 12



Sujeito 13

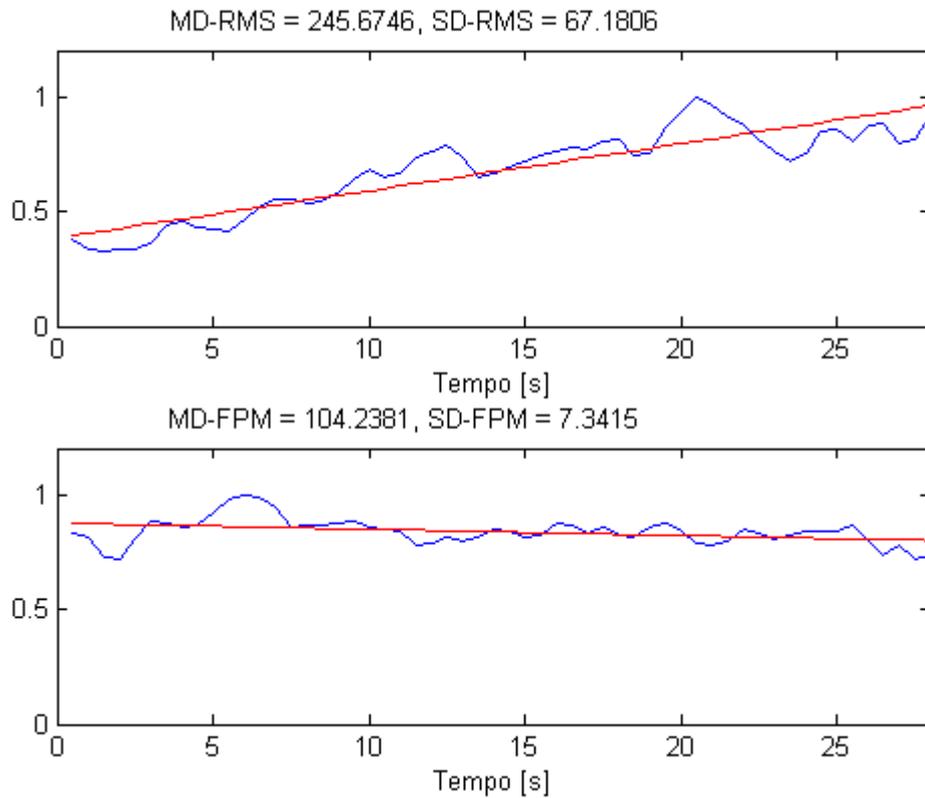


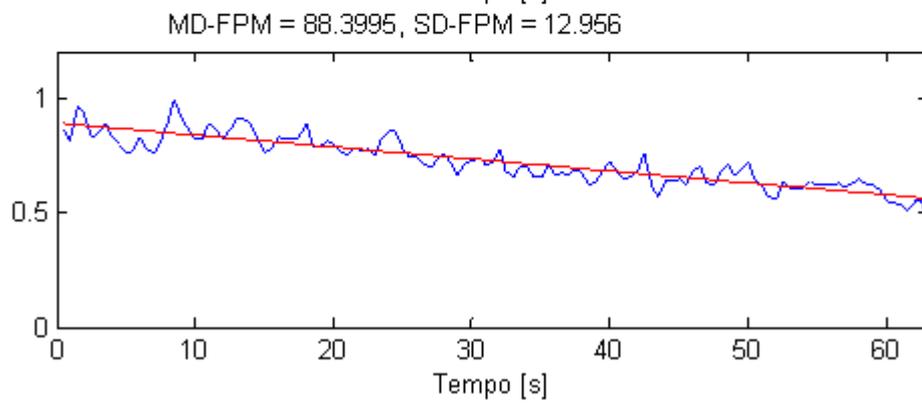
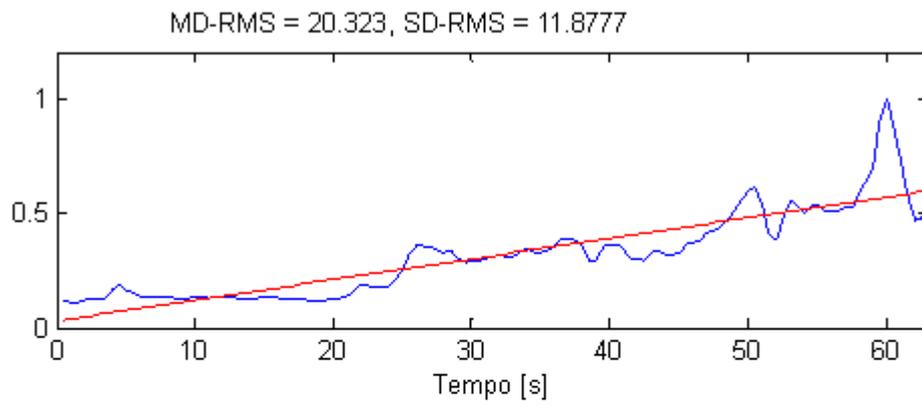
Figura 4.1: Gráficos de parte dos 13 voluntários que compuseram o grupo controle. Nesses gráficos as siglas MD e SD referem-se respectivamente ao valor e ao desvio-padrão do RMS e da FPMd. Fonte: Dados da pesquisa.

As variáveis tempo (s), média do RMS (mV) e média da FPMd (Hz) para o grupo experimental esta descrito na Tabela 4.5 abaixo. As curvas que correspondem aos valores e desvios-padrão do RMS e da FPMd para o grupo experimental encontram-se na Figura 4.2.

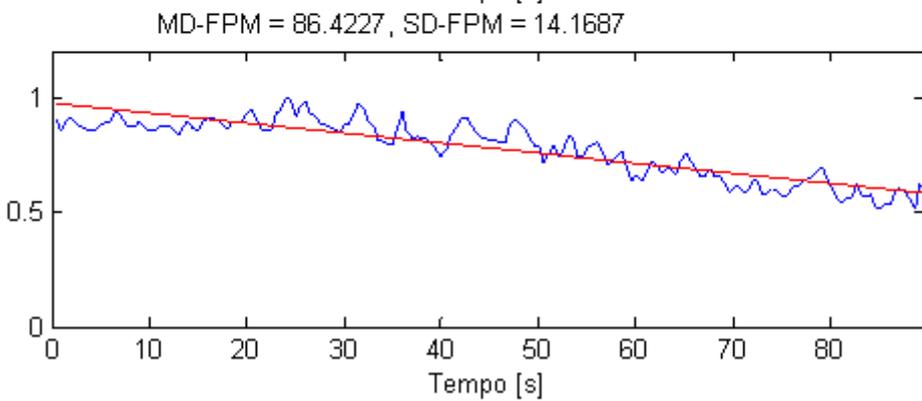
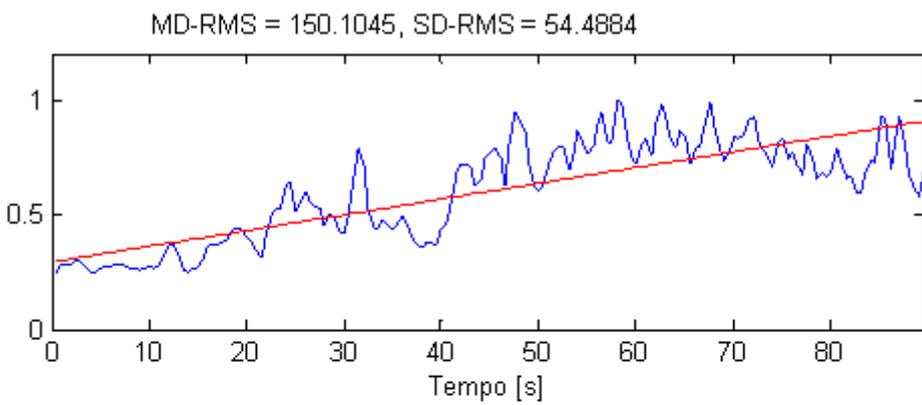
Tabela 4.5: Variáveis extraídas do grupo experimental. Fonte: Dados da pesquisa.

Sujeitos	Tempo [s]	MdRMS [mV]	MdFPMd [Hz]
1	63,85	20,32	88,40
2	90,34	150,10	86,42
3	18,40	121,02	40,52
4	44,15	46,13	39,06
5	29,25	314,67	75,97
6	46,92	39,02	65,66
7	60,91	67,92	97,39
8	107,98	57,95	67,37
9	59,10	370,42	61,36
10	65,21	80,55	72,47
11	44,56	89,76	65,13
12	12,44	120,47	96,41
13	47,68	802,11	68,41
Média	53,14	175,42	71,12
Desvio±	26,46	215,61	18,34

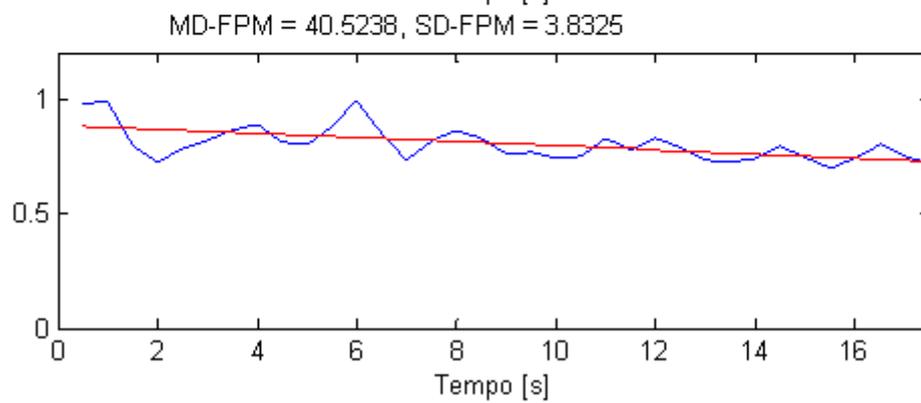
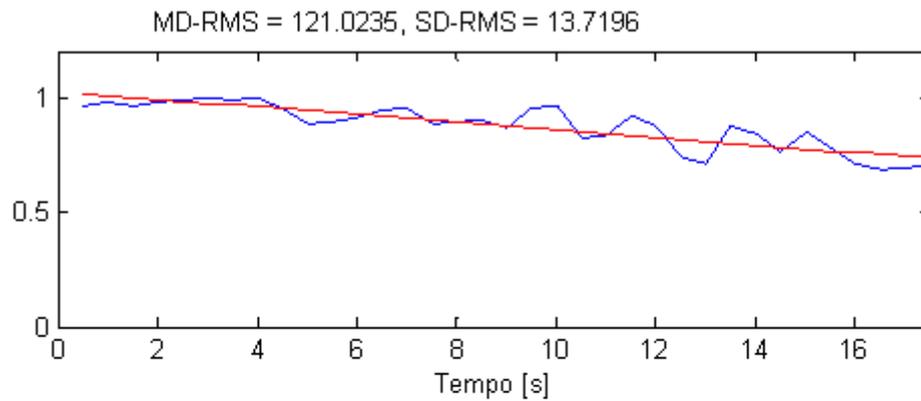
Sujeito 1



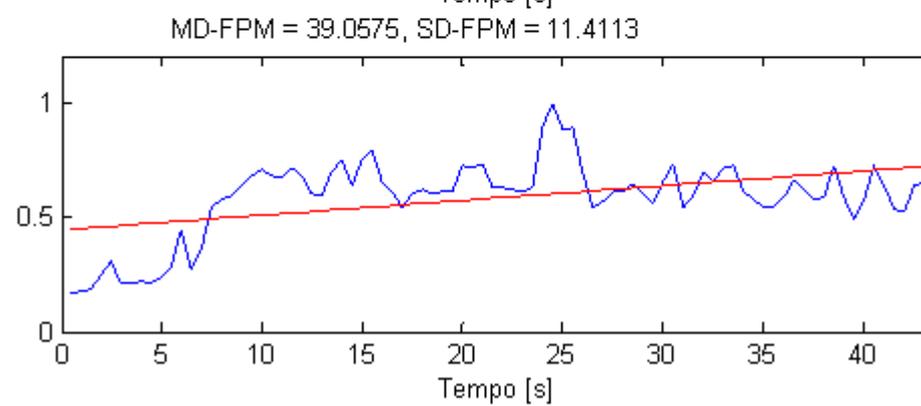
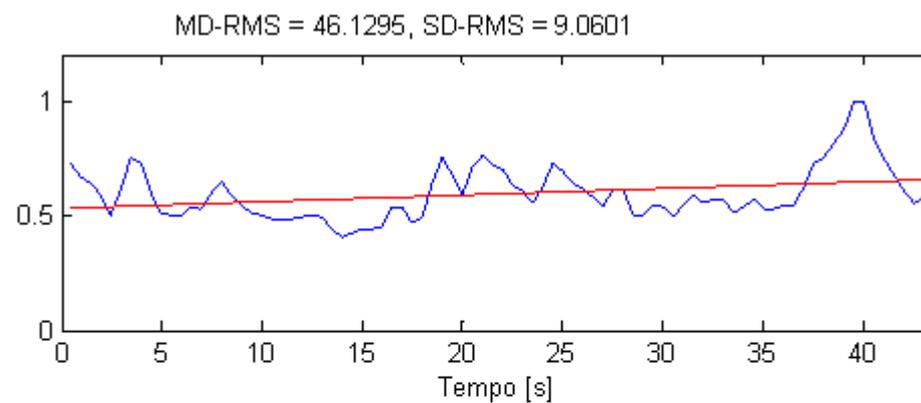
Sujeito 2



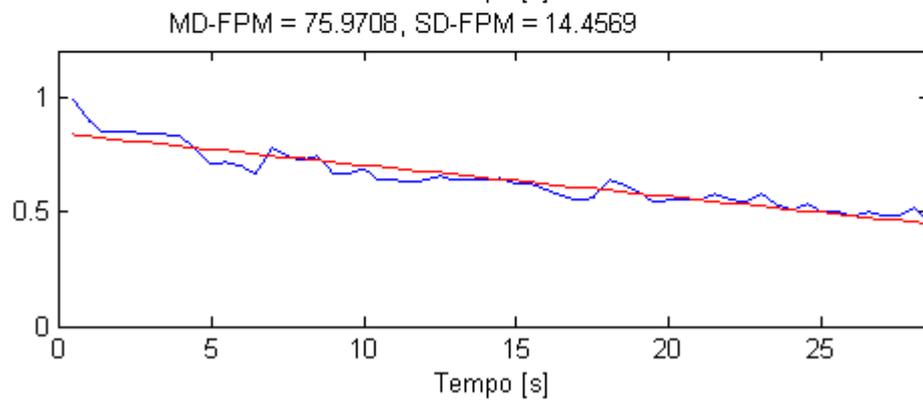
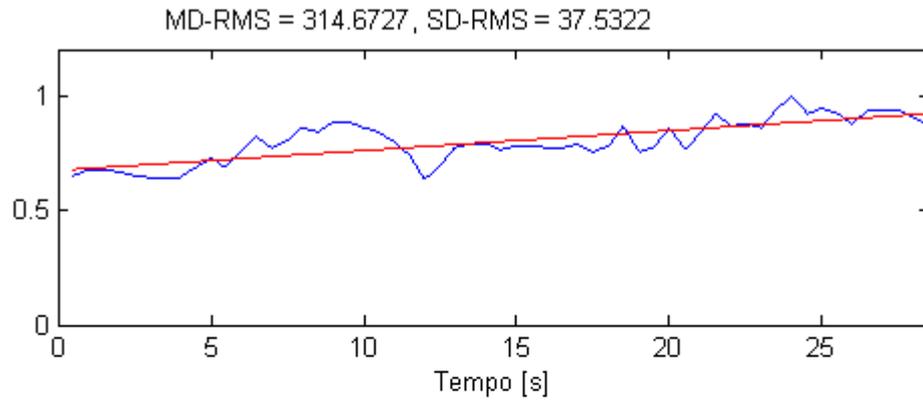
Sujeito 3



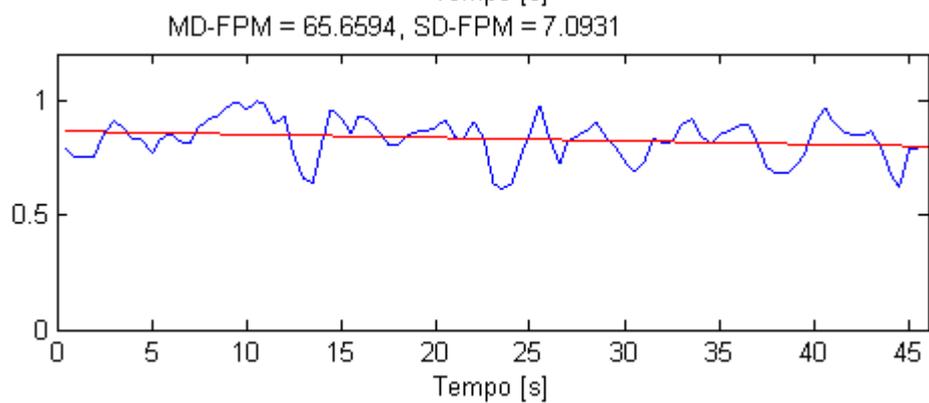
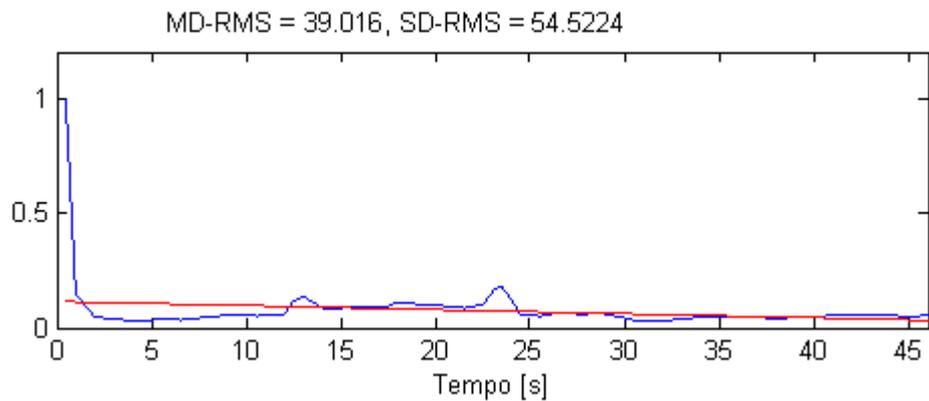
Sujeito 4



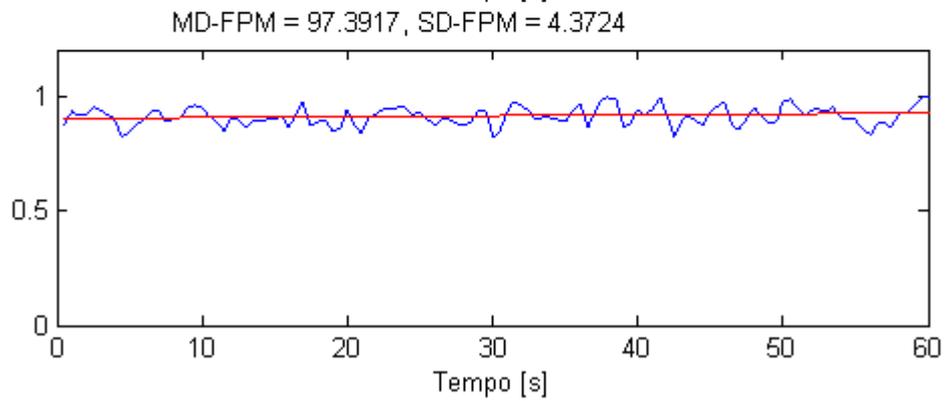
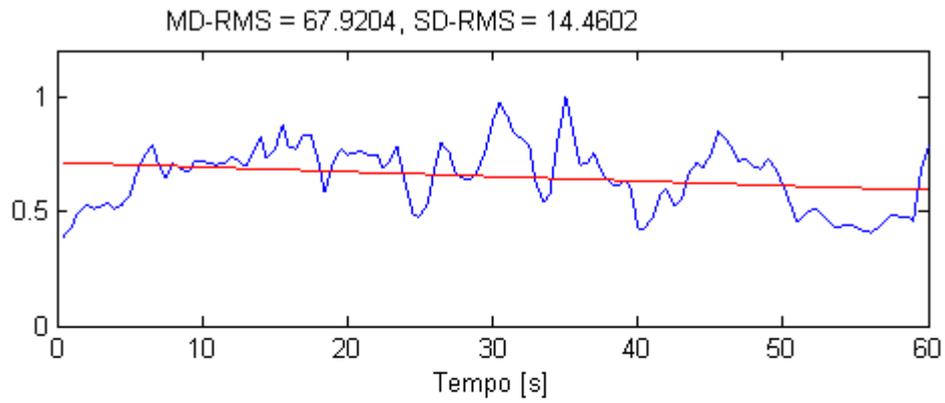
Sujeito 5



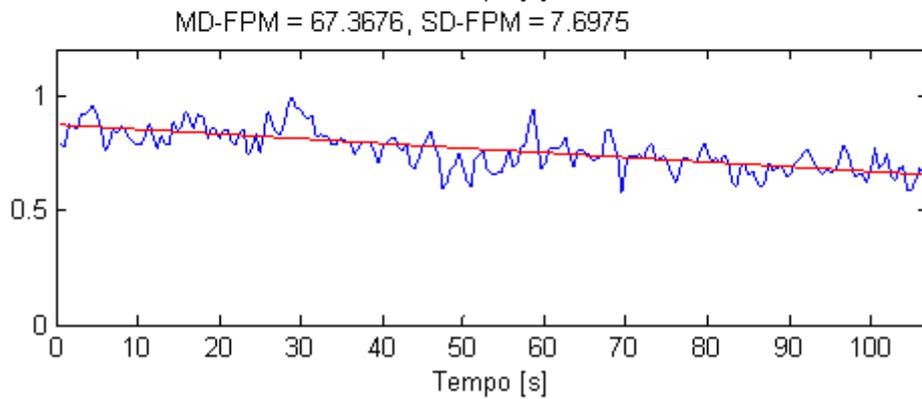
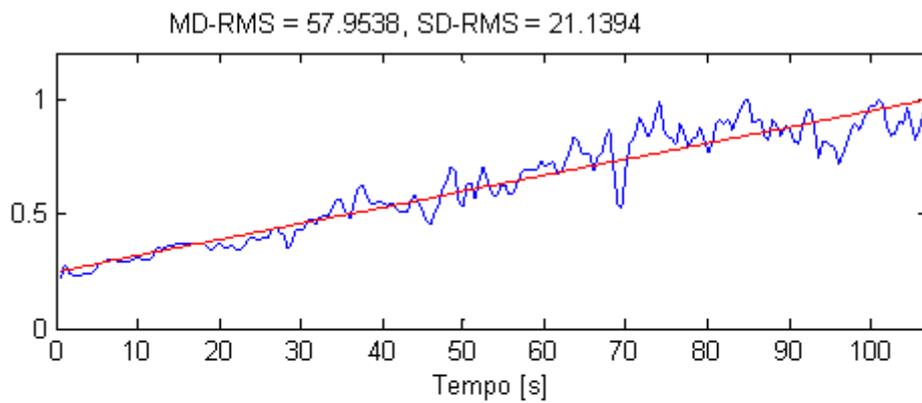
Sujeito 6



Sujeito 7



Sujeito 8



Sujeito 9

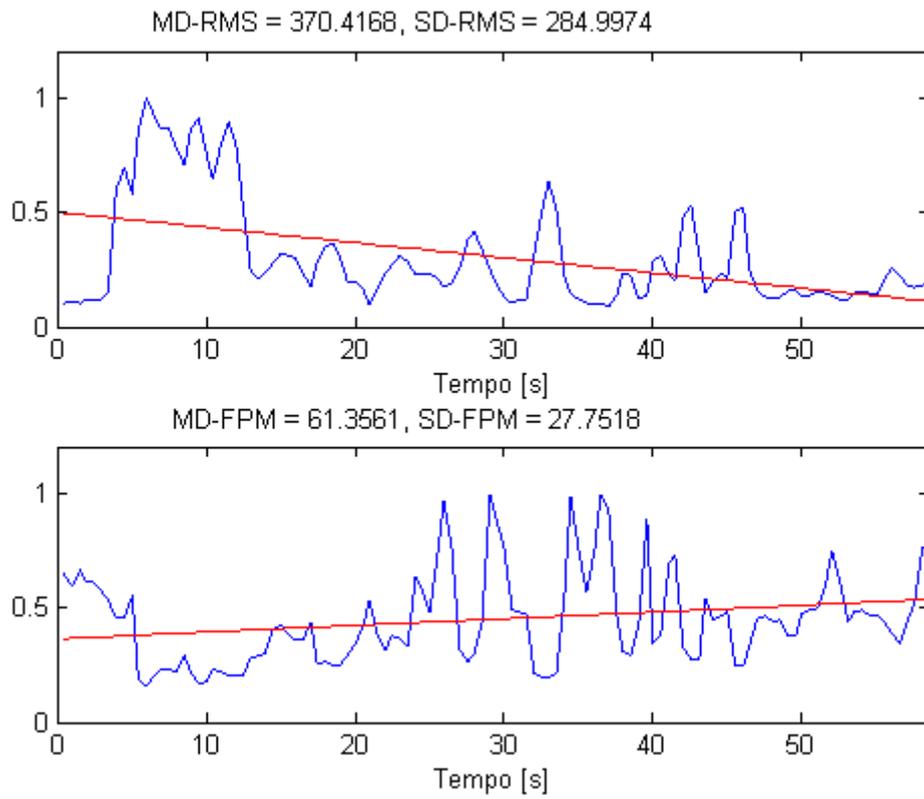


Figura 10

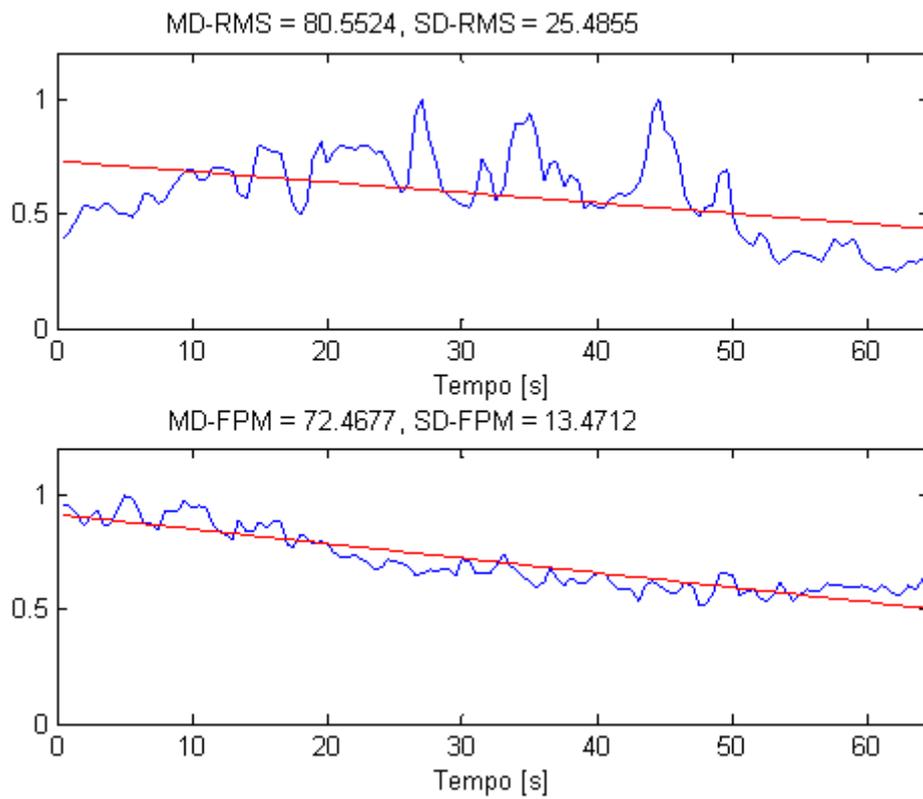


Figura 11

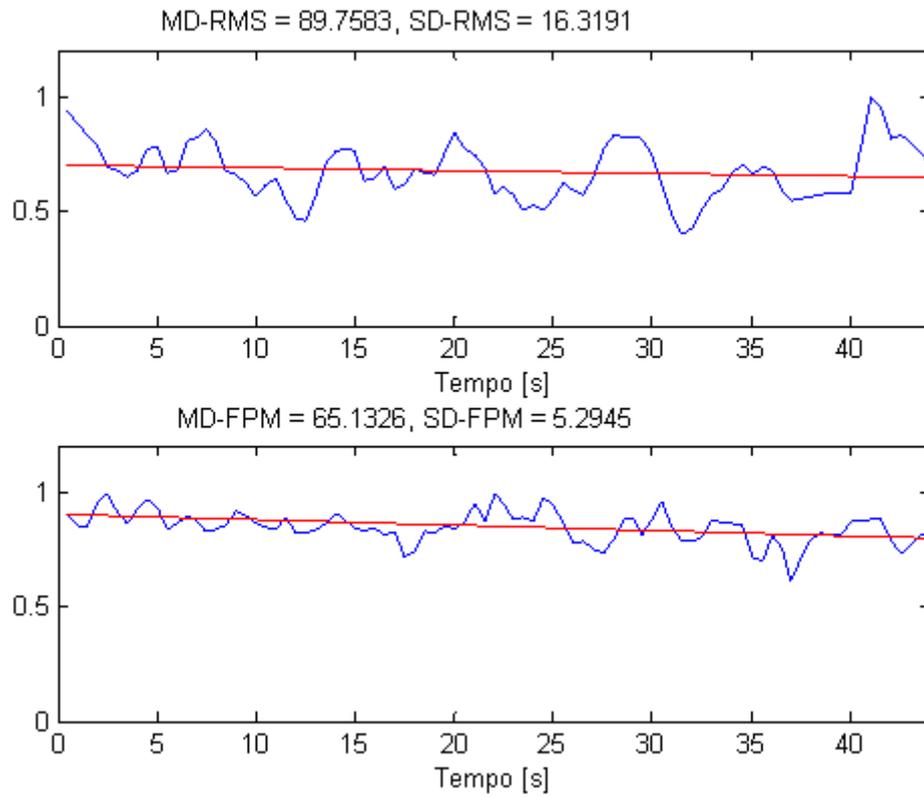


Figura 12

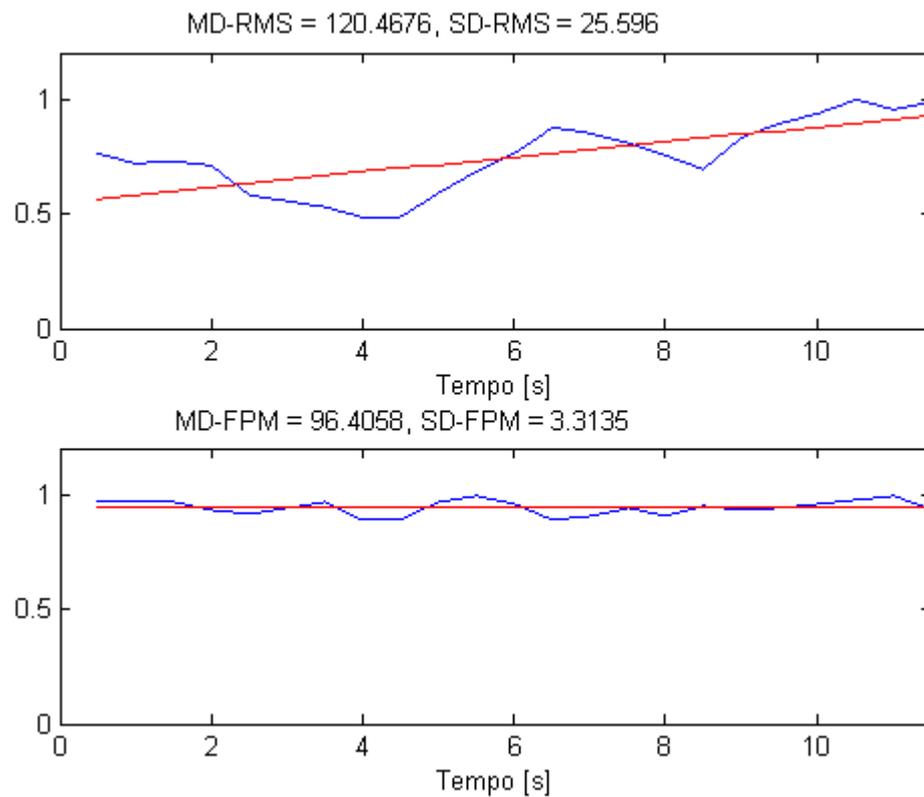


Figura 13

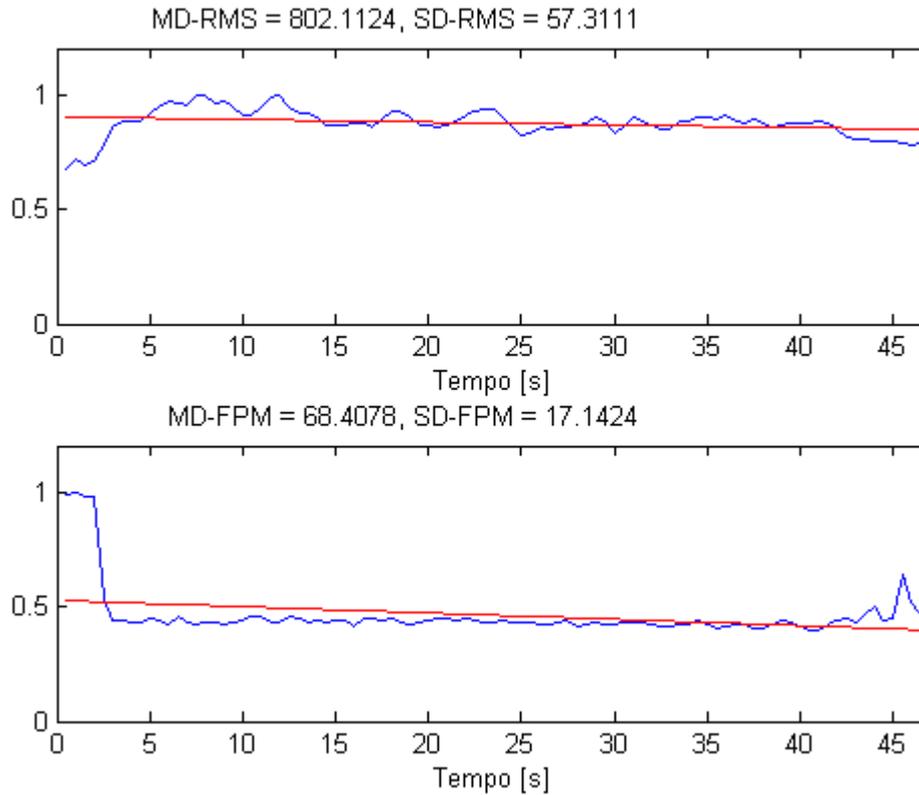


Figura 4.2: Gráficos de parte dos 13 voluntários que compuseram o grupo experimental. Nesses gráficos as siglas MD e SD referem-se respectivamente ao valor e ao desvio-padrão do RMS e da FPMd. Fonte: Dados da pesquisa.

4.3- Avaliação Entre-Grupo

Aplicando o teste de *Wilcoxon* pareado nos dados relativos às variáveis RMS e FPMd para verificar as possíveis diferenças significativas nos valores médios desses indicadores tanto para o grupo controle como para o experimental, observou-se que a hipótese nula ($H=0$) pode ser aceita. Ou seja, considerando os valores médios das variáveis RMS e FPMd, no nível de significância de 5%, não foi possível afirmar que existem diferenças estatisticamente significativas conforme demonstrado na Tabela 4.6.

Tabela 4.6: Demonstração do teste de *Wilcoxon* aplicado nos valores médios das variáveis RMS e FPMd. Fonte: Dados da pesquisa.

	MdRMS [mV]	MdFPMd [Hz]
H	0	0
p	0,151	0,758

Contudo, observando a dispersão do desvio-padrão entre os grupos controle e experimental nos dados relativos às variáveis MdRMS e MdFPMd é notório o aumento da dispersão do desvio-padrão no valor médio da variável RMS do grupo experimental conforme visualizado nas Tabelas 4.7 e 4.8 e no Gráfico 4.1.

Tabela 4.7: Valores médios e desvios-padrão para as variáveis RMS e FPMd para o grupo controle e experimental. Fonte: Dados da pesquisa.

Análise Descritiva da Dispersão para o grupo Controle			
	Tempo [s]	RMS [mV]	FPMd [Hz]
Média	75,66	158,52	70,82
Desvio Padrão	±45,76	±61,92	±19,29

Análise Descritiva da Dispersão para o grupo Experimental			
	Tempo [s]	RMS [mV]	FPMd [Hz]
Média	53,14	175,42	71,12
Desvio Padrão	±26,46	±215,61	±18,34

Tabela 4.8: Comparação por meio da Análise Descritiva da Dispersão para os valores médios e desvios-padrão entre os grupos controle e experimental para as variáveis RMS e FPMd. Fonte: Dados da pesquisa.

	Grupo Controle	Grupo Experimental
Tempo [s]	75,66 ± 45,76	53,14 ± 26,46
MdRMS [mV]	158,52 ± 61,92	175,42 ± 215,61
MdFPMd [Hz]	70,82 ± 19,28	71,12 ± 18,34

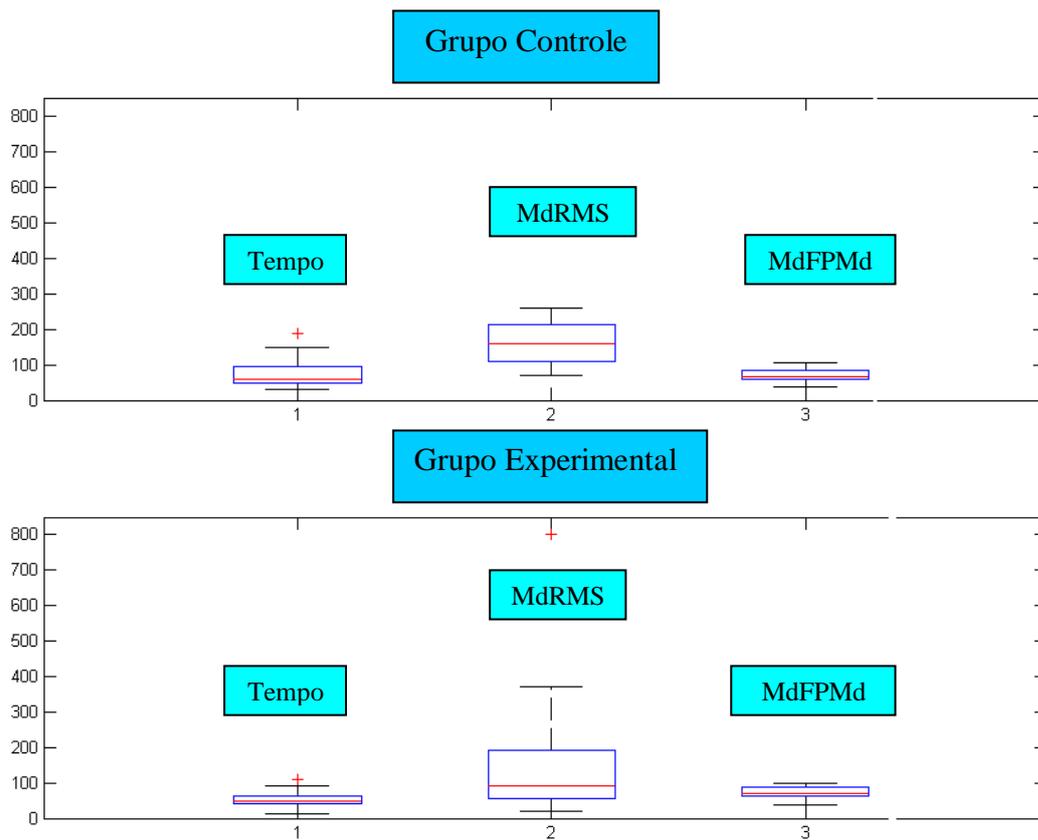


Gráfico 4.1: Representação da análise descritiva da dispersão tanto para o grupo controle como para o grupo experimental nos dados relativos às médias das variáveis Tempo, RMS e FPMd. Fonte: Dados da pesquisa.

5- DISCUSSÃO

Para iniciar a discussão cabe lembrar o propósito deste trabalho e mencionar as hipóteses inicialmente levantadas. O objetivo do presente estudo foi analisar o efeito agudo da atividade muscular do músculo bíceps braquial submetido à EENM com a orientação de revelar possíveis alterações no percentual de recrutamento das unidades motoras por meio dos operadores eletromiográficos RMS e FPMd. A intenção desse trabalho em utilizar os eletrodos de arranjos lineares foi a de conhecer e explorar de forma mais detalhada essa tecnologia de coleta do sinal eletromiográfico de superfície. As especulações sobre a EENM giravam em torno do aumento da amplitude da variável RMS e da queda da variável FPMd de forma acentuada, elevação no nível de ativação neuromuscular e aumento na amplitude do potencial de ação com conseqüente aumento no percentual de recrutamento das unidades motoras (CURRIER e MANN, 1983; LAUGHMAN *et al.*, 1983; SELKOWITZ, 1989; HORTÓBAGYI *et al.*, 1992; GREGORY e BICKEL, 2005).

Para iniciar a análise estatística, aplicou-se o teste de verificação de normalidade *Shapiro-Wilk* e diante do comportamento não-gaussiano para a média da variável RMS (grupo experimental) foi aplicado um teste não-paramétrico pareado entre os grupos denominado de *Wilcoxon*. Manipulando o teste de *Wilcoxon* pareado, ou seja, comparando os dados entre o grupo controle e o grupo experimental nas variáveis RMS e FPMd para verificar as possíveis diferenças significativas nos valores médios desses indicadores observou-se que a hipótese nula pode ser aceita, ou seja, não é possível afirmar que existem diferenças estatisticamente significativas. Contudo, observando a dispersão do desvio-padrão entre os grupos controle e experimental nos dados relativos à média das variáveis RMS e FPMd é notório o aumento da dispersão do desvio-padrão no valor médio da variável RMS do grupo experimental.

A prática de atividades físicas tem recebido uma importância crescente devido a fatores como a promoção e a manutenção da saúde física e mental do ser humano e a sua utilidade na recuperação e na reabilitação de diversas patologias. Nesse contexto, a tecnologia vem se tornando uma parceira importantíssima no aprimoramento das atividades físicas. Por exemplo, a eletromiografia de superfície que apresenta inúmeras aplicações e ultimamente tem ganhado muita atenção por sua funcionalidade e

versatilidade na área da saúde para a avaliação da capacidade muscular de endurance, na monitoração do recrutamento das unidades motoras, na análise da biomecânica muscular, no estudo a respeito do limiar anaeróbico e de lactato, na reabilitação e na reeducação da ação muscular (biofeedback eletromiográfico) (MORITANI *et al.*, 1986; MERLETTI e PARKER, 2004). Diante da utilidade clínica e visando os avanços tecnológicos, aparelhos cada vez mais sofisticados e eficientes têm surgido permitindo assim, o progresso de técnicas terapêuticas e desportivas como é o caso do eletromiógrafo EMG-16 e o seu eletrodo denominado de arranjo linear.

A EMG-S é o método utilizado para avaliar de forma não-invasiva a atividade das unidades motoras e refere-se ao método de estudo da atividade elétrica dos músculos por meio dos registros dos potenciais de ação das unidades motoras à medida que passam pelas junções neuromusculares em direção as fibras musculares (MERLETTI *et al.*, 2003; MERLETTI e PARKER, 2004; FARINA *et al.*, 2006). A ativação de unidades motoras é um termo comumente empregado na eletromiografia de superfície e diz respeito à combinação do recrutamento e da taxa de disparo das unidades motoras na estrutura muscular (SBRICCOLI *et al.*, 2003).

Para Farina *et al.* (2002), Merletti *et al.* (2003) e Merletti e Parker (2004) os arranjos lineares de eletrodos é indicado para a aquisição das características de propagação dos potenciais de ação das fibras musculares, investigação das propriedades anatômicas musculares, estudo do volume condutor, estimação da velocidade de condução, demonstração do percentual de recrutamento das unidades motoras e localização da zona de inervação com consequente identificação do local de melhor aquisição do sinal eletromiográfico de superfície.

Os arranjos lineares de eletrodos demonstram a propagação dos potenciais de ação das unidades motoras pelo posicionamento perpendicular em direção as fibras musculares e proporciona uma configuração diferencial dupla preferível a configuração diferencial simples devido à atenuação mais eficiente dos potenciais não propagantes no final da fibra muscular (HERMENS *et al.*, 2000; MERLETTI *et al.*, 2003; MERLETTI e PARKER, 2004). Uma característica peculiar dos arranjos lineares de eletrodos é a decomposição dos sinais eletromiográficos, pois possibilita diferenciar visualmente os potenciais de ação das unidades motoras.

Nesse estudo, os arranjos lineares de eletrodos apresentaram um ótimo desempenho nas pesquisas de zona de inervação, na identificação do local de melhor aquisição do sinal, na demonstração da atividade mioelétrica, na propagação dos

potenciais de ação das unidades motoras, na decomposição dos sinais eletromiográficos e na exploração das variáveis RMS e FPMd. Perante os fatos apresentados, os arranjos lineares de eletrodos consagram-se como um promissor campo de pesquisa na prática da eletromiografia de superfície.

Para que o sinal eletromiográfico captado na superfície da pele seja analisado e estudado é necessário realizar o processamento digital por meio da decomposição. A decomposição do sinal eletromiográfico implica na diferenciação visual dos potenciais de ação das unidades motoras individuais e, dessa maneira, permite subtrair resultados e repostas específicas pela análise do domínio da frequência e do tempo durante as contrações voluntárias isométricas elicítadas ou não pela EENM (FARINA *et al.*, 2002; DE LUCA *et al.*, 2006).

Nessa pesquisa especulava-se uma progressão no recrutamento das unidades motoras com o aumento na média da variável RMS devido ao crescimento da amplitude do sinal e com a queda na média da variável FPMd pelo fato do deslocamento do espectro de frequência, entretanto, a média das variáveis RMS e FPMd não demonstrou nenhuma evidência de aumento ou queda em ambos os indicadores.

De acordo com a literatura (MERLETTI e ROY, 1996; FARINA *et al.*, 2002; MERLETTI *et al.*, 2003; MERLETTI e PARKER, 2004; KALLENBERG *et al.*, 2007), em uma contração isométrica voluntária exaustiva as variáveis RMS e FPMd apresentam proporcionalmente aumento e queda em seus valores médios. Com relação à contração isométrica voluntária promovida pela EENM, existem algumas divergências quanto ao comportamento das variáveis RMS e FPMd.

No estudo de Brasileiro e Salvini (2004), a hipótese levantada era de que a EENM pudesse induzir alterações na massa muscular ou no percentual de recrutamento das unidades motoras nos músculos estimulados, entretanto, para a surpresa dos pesquisadores a EENM não proporcionou ganho adicional em nenhuma das variáveis avaliadas e isso ocorreu tanto em músculos normais como naqueles com déficit de força. Uma das justificativas para essa ausência de resultados é o fato de a EENM não alcançar forças superiores a força obtida pela CVM. É válido ressaltar que no procedimento experimental realizado nesta pesquisa o torque promovido pela EENM foi em torno de 5 a 10% da CVIM e segundo Stromberg (1988), somente exercícios que utilizam 75% da contração voluntária máxima são capazes de gerar um recrutamento máximo com uma maior taxa de disparo das unidades motoras por um tempo mais prolongado.

Contudo, de acordo com Vaz *et al.* (1997), as vibrações musculares produzidas durante a estimulação elétrica refletem nas estratégias de controle utilizadas pelo sistema nervoso para a produção de força durante contrações voluntárias isométricas. Os pesquisadores MacDonagh e Davies (1984) e Rutherford e Jones (1986) não dão muito crédito na produção de força promovida pela EENM de forma aguda como um mecanismo de ativação das unidades motoras e sustentam a tese de que parte do efeito do treinamento, com ou sem o uso da EENM, está no aprendizado motor ou na facilitação neural em função de um número maior de unidades motoras ativadas, aumento na taxa de impulsos ou um percentual mais eficiente de recrutamento das unidades motoras.

Todavia, a ativação da contração muscular por meio da EENM tem se mostrado eficiente para a reabilitação muscular e para a prevenção de atrofia durante a imobilização (BINDER-MACLEOD e MCDERMOND, 1992; BOLHUIS *et al.*, 2001), porém, o uso da corrente elétrica para melhorar a performance e aumentar o percentual de recrutamento das unidades motoras em músculos saudáveis tem sido sugerido em alguns estudos (LAUGHMAN *et al.*, 1983; CURRIER e MANN, 1983; KRAMER *et al.*, 1984; HORTÓBAGYI *et al.*, 1992), mas são poucas as evidências que comprovem que a EENM proporcione mais benefícios do que os exercícios de resistência.

Com relação ao valor médio das variáveis RMS e FPMd, esta pesquisa demonstrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias apresentadas no grupo controle e no grupo experimental. Conforme as hipóteses levantadas inicialmente neste trabalho, esperava-se que a média da variável RMS aumentasse e a média da variável FPMd diminuísse após a aplicação da EENM de baixa frequência, entretanto, essa idéia não foi concretizada.

A grande polêmica encontrada nas pesquisas feitas com a EENM se deve ao padrão de recrutamento das unidades motoras (DELITTO e SNYDER-MACKLER, 1990; MOLINA *et al.*, 1997; RUSHTON, 2003; GONDIN *et al.*, 2005). Na contração voluntária o recrutamento das unidades motoras segue o princípio do tamanho ou também conhecido como princípio de Henneman (MOLINA *et al.*, 1997; BOLHUIS *et al.*, 2001; MORITANI *et al.*, 2004), ou seja, o recrutamento das fibras musculares ocorre de forma progressiva, seletiva, assíncrona, recrutando UMs pequenas, tipicamente lentas e prosseguindo com UMs maiores e mais rápidas (DELITTO e SNYDER-MACKLER, 1990; GREGORY e BICKEL, 2005). Em contrapartida, uma das sugestões para o recrutamento proporcionado pela EENM é uma inversão no

princípio do tamanho, ou seja, as UMs são recrutadas de forma não-seletivas, fixas no espaço, temporariamente sincronizadas e as UMs maiores e rápidas são recrutadas primeiro do que as lentas, devido a explicações como: 1) os axônios das UMs maiores apresentam um limiar de resistência mais baixo e conduzem de forma mais rápida a EENM quando comparados com as UMs de menor diâmetro; 2) os axônios das UMs maiores são facilmente despolarizados e existe uma relação positiva direta entre o tamanho do axônio e a velocidade de condução; 3) UMs grandes são mais susceptíveis a fadiga (DELITTO e SNYDER-MACKLER, 1990; RUSHTON, 2003; GONDIN *et al.*, 2005; GREGORY e BICKEL, 2005). Outra sugestão para o padrão de recrutamento das unidades motoras promovido pela EENM foi descrito por Knaflitz *et al.* (1990) e Grill e Mortimer (1995), que afirmaram que, o conceito simplificado de que as fibras nervosas de maiores diâmetros são excitadas antes daquelas de menor diâmetro durante a EENM está baseado na informação errônea de que todas as fibras musculares estão a uma mesma distância dos eletrodos da estimulação elétrica. Na verdade, a combinação exata diâmetro-distância em relação ao eletrodo de estimulação raramente é conhecida e, portanto, as fibras nervosas de tamanho pequena e média são excitadas muitas vezes antes das fibras grandes. Ao contrário da ordem de recrutamento da contração voluntária, que vai das fibras pequenas para as grandes, a excitação elicada eletricamente é provavelmente aleatória e inclui uma combinação de fibras nervosas pequenas, médias e grandes.

Alguns pesquisadores como Jubeau *et al.* (2007), Dimitrova *et al.* (2009) e Botter *et al.* (2009) acreditam que, ao contrário do que é observado na estimulação direta dos nervos, as unidades motoras não são, em geral, recrutadas em ordem inversa de tamanho durante a estimulação elétrica superficial de um ponto motor. Esta discrepância pode ser o resultado de fatores geométricos ou uma falta de correlação entre o diâmetro do ramo axonal e o diâmetro dos axônios dos motoneurônios α . Para Dimitrova *et al.* (2009), a ausência de mudanças significativas no torque e nos valores do RMS e da FPMd, logo em seguida a EENM, se justifica devido a alterações metabólicas promovidas pela EENM como o aumento da creatina-fosfato, diminuição do consumo de adenosinatrifosfato e alterações no pH intramuscular. Já para Jubeau *et al.* (2007), as unidades motoras recrutadas durante a EENM assumem um padrão não-seletivo e com sincronismo temporal ao invés de um padrão reverso na ordem de recrutamento fisiológico e Hortobágyi *et al.* (1992) acreditam que a EENM aumenta a tensão no órgão tendinoso de Golgi e, assim, os mecanismos inibitórios (mecanismo

neurofisiológico de proteção) são acionados e limitam a tensão muscular e o recrutamento das unidades motoras.

A visualização da hipótese nula no teste de *Wilcoxon* pareado entre as médias do RMS e da FPMd nos dois grupos demonstrou que não foi possível correlacionar o papel determinante e o tamanho dos axônios dos motoneurônios na ordem de recrutamento das unidades motoras durante a EENM. De acordo com Botter *et al.* (2009) alguns fatores devem ser considerados como: o tamanho dos ramos axonais, distância dos ramos axonais até os eletrodos da EENM, orientação dos ramos axonais com relação ao campo da corrente elétrica, distribuição das unidades motoras dentro do ventre muscular, mudanças na excitabilidade dos axônios, propriedades musculares e tipos de fibras existentes no músculo. Johnson *et al.* (1973) investigaram em seu trabalho os tipos de fibras predominantes no músculo bíceps braquial e verificaram que o mesmo possui 42,3% de fibras do tipo I (identificadas como lenta, oxidativa e vermelha) e 57,7% de fibras do tipo II (fibras do tipo IIa: intermediárias entre as fibras do tipo I e do tipo IIb; fibras do tipo IIb: identificadas como rápidas, glicolíticas e brancas) na sua região superficial e 50,5% de fibras do tipo I e 49,5% de fibras do tipo II na sua região mais profunda. Esse trabalho de Johnson *et al.* comprovou que o músculo bíceps braquial é praticamente um músculo misto em relação as suas porcentagens de fibras musculares, e leva ao entendimento de que a EENM utilizada nesta pesquisa pode ter ativado unidades motoras lentas e rápidas ao mesmo tempo pela sua miscelânea e, também, pela não constatação do aumento ou diminuição nas variáveis RMS e FPMd.

Guirro *et al.* (2006) analisaram o efeito de dois protocolos de EENM na atividade elétrica e na força dos músculos extensores da perna do membro não dominante de 16 voluntárias. O protocolo constou de duas correntes com pulsos quadráticos, bifásicas, com Ton e Toff de 5 segundos, sendo uma de média frequência (2500Hz modulada em 50Hz), com largura de pulso de 100 μ s e a outra de baixa frequência (50Hz), com largura de pulso de 300 μ s. A estimulação foi de 30 minutos diários perfazendo um total de 15 sessões. Tanto a atividade elétrica quanto a força dos músculos foram captadas através do programa AqDados. Os sinais eletromiográficos foram obtidos durante uma contração isométrica voluntária máxima. Os resultados demonstraram que houve aumento significativo da força nos grupos eletroestimulados tanto em baixa quanto em média frequência, entretanto, os parâmetros utilizados pelas EENM não alteraram a atividade elétrica e o valor do RMS nos músculos analisados.

Em contrapartida ao trabalho de Guirro *et al.* (2006) e a este trabalho, Crenshaw *et al.* (1997) investigaram as alterações da pressão intramuscular e eletromiográficas no músculo vasto lateral por meio da eletromiografia de superfície durante CIVs entre 25% e 70% da CVM. Os resultados demonstraram que houve queda da FPMd de forma significativa em ambos os níveis de contrações isométricas, porém, a taxa de declínio foi superior na CIV a 70%. Com relação ao RMS ocorreu um aumento significativo durante as contrações isométricas em ambos os níveis, entretanto, o maior crescimento da variável foi em 25% da CIV. Já a pressão intramuscular aumentou significativamente em 25% mas não se alterou durante uma contração isométrica a 70%. A conclusão dos autores foi de que a pressão intramuscular apresenta uma relação direta com a negatividade da FPMd e com a positividade do RMS e, essas correlações, foram melhores discriminadas em uma CIV a 25%. A justificativa para esse fato é que o acúmulo de água intramuscular causa uma das principais diferenças nas mudanças da pressão intramuscular e quanto mais acentuado o nível da contração isométrica muscular menor o volume de água no músculo. Concomitantemente, pode-se pressupor que nesta pesquisa a análise do sinal eletromiográfico de superfície após a aplicação da EENM não demonstrou alterações significativas nas médias do RMS e da FPMd pelo fato de a corrente elétrica excitomotora reduzir as concentrações de líquidos na estrutura muscular causando assim, uma diminuição na pressão intramuscular e conseqüentemente, alterações nos padrões clássicos das variáveis eletromiográficas.

Para Kitchen (2003), o estímulo elétrico aplicado e mantido resulta em padrões diferentes de impulsos dependendo do receptor particular que está sendo estimulado. Em alguns receptores, há uma explosão inicial de impulsos durante a estimulação elétrica e então, a frequência de disparo cai acentuadamente ou pode realmente cessar. Esse processo é chamado de adaptação e envolve um declínio na intensidade de resposta durante a estimulação, que é mantida numa intensidade constante. Nesta pesquisa, os voluntários foram submetidos à aplicação da corrente elétrica excitomotora e o sinal eletromiográfico de superfície foi adquirido imediatamente após a EENM, o que pode ter ocasionado uma lacuna nas informações eletrofisiológicas já que a estimulação elétrica pode causar uma cessação na frequência de disparo e declínio na taxa de ativação das unidades motoras.

Apesar dos valores médios do RMS e da FPMd não demonstrarem diferenças estatisticamente significativas entre o grupo controle e o grupo experimental, a variável RMS apresentou, em seu comportamento, uma dispersão elevada após a aplicação da

EENM. Esse aumento da dispersão e a perturbação visualizada por meio do desvio-padrão podem estar correlacionado com os achados sugeridos por Botter *et al.* (2009), que descreveram que, o diâmetro dos axônios motores não é o maior fator de determinação na ordem de recrutamento durante a EENM. Para Botter *et al.* (2009), a largura de pulso da corrente elétrica pode influenciar e determinar o padrão de recrutamento das unidades motoras de maneira mais convincente do que o diâmetro dos axônios motores .

Nesse trabalho, o protocolo da EENM constou em uma frequência de 50 Hz, duração de pulso de 250 μ s, Ton de 10 segundos e Toff de 10 segundos, durante 20 minutos. Na literatura existe uma grande variação entre os procedimentos experimentais que envolvem o uso da EENM, como diferentes parâmetros físicos da corrente elétrica, forma de onda, frequência empregada, duração da largura de fase, número e duração das contrações, tempo de repouso, tempo de aplicação, número de sessões, bem como outras variáveis que acabam dificultando a comparação e a eficácia das pesquisas (SELKOWITZ, 1989). Alguns estudos (GRILL e MORTIMER, 1996; GORGEY *et al.*, 2006; KALLENBERG *et al.*, 2007) apontaram que a duração do pulso tem impacto maior no percentual de recrutamento das unidades motoras do que a amplitude, a frequência da corrente e o diâmetro das fibras musculares, sugerindo que pulsos com durações curtas ativam fibras de contração lenta e pulsos mais prolongados ativam fibras de contração rápida com maior intensidade. Notoriamente, Botter *et al.* (2009) sugerem uma melhor investigação na duração do pulso e no percentual de recrutamento das unidades motoras, pois quanto maior a duração do pulso, maior seriam as mudanças na voltagem ao longo da capacitância da membrana axonal e, por conseguinte, mais alto o número de axônios motores ativados.

Outra diferenciação que pode ter resultado em um aumento na dispersão do desvio-padrão da variável RMS é o fato de a EENM ultrapassar os mecanismos centrais de controle neuronal e determinar as propriedades do músculo esquelético seja na quantidade de atividade neuronal ou nos impulsos relativos à atividade que seja usual para aquele músculo. Vale ressaltar que a EENM tem a capacidade de manipular o padrão de saída da atividade dos motoneurônios somando-se à sua atividade inerente (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001; KITCHEN, 2003). Outro fato que pode explicar a perturbação na dispersão do desvio-padrão visualizado na medida da variável RMS para o grupo experimental é a interrupção do fluxo sanguíneo provocado pela

EENM com consequente diminuição de oxigênio, acúmulo de ácido láctico e outros produtos metabólicos além de desordens eletrofisiológicas (MORITANI *et al.*, 2004).

Mesmo com todas as controvérsias que rondam o uso da EENM e, esta pesquisa não ter evidenciado dados concretos com relação às hipóteses levantadas inicialmente, os trabalhos de Binder-Macleod e Mcdermond (1992) e Bolhuis *et al.* (2001) evidenciam que a EENM é clinicamente efetiva para o recrutamento de unidades motoras, fortalecimento muscular, melhora e manutenção da função motora e redução do tônus em certas populações de pacientes.

6- CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Em conclusão, a idéia de que a contração muscular induzida pela estimulação elétrica neuromuscular resulta em um aumento adicional no recrutamento das unidades motoras não foi observada e nem tem respaldo nos achados desta pesquisa. Os resultados encontrados neste trabalho questionam o recrutamento das unidades motoras em padrão inverso ao tamanho. As evidências sugerem que o padrão de recrutamento das unidades motoras desencadeado pela estimulação elétrica neuromuscular ocorre de forma não-sincrônica e não-seletiva e que as fibras musculares são recrutadas sem um sequenciamento específico. Por outro lado, a estimulação elétrica neuromuscular promoveu uma perturbação na amplitude dos sinais eletromiográficos, fato demonstrado por meio do aumento da dispersão do desvio-padrão no estimador RMS. Essa perturbação na variável RMS pode ter sido ocasionada devido uma lacuna nas informações eletrofisiológicas, já que a estimulação elétrica neuromuscular pode causar uma cessação na frequência de disparo e declínio na taxa de ativação das unidades motoras.

O aprimoramento e o conhecimento das características das respostas celulares dos músculos e nervos a um impulso elétrico e os princípios neurofisiológicos permitem ao fisioterapeuta um processo sistemático de escolha das melhores características de estimulação elétrica para alcançar o objetivo desejado. Assim, pesquisas devem existir para auxiliar na clínica fisioterapêutica, possibilitando a criação de estratégias científicas racionais na manipulação de parâmetros envolvidos no aperfeiçoamento do recrutamento de unidades motoras, na promoção da pré-ativação neuromuscular e na melhora da performance muscular por meio da estimulação elétrica neuromuscular.

6.1- Limitações da Pesquisa

As pesquisas nas áreas de estimulação elétrica neuromuscular e de eletromiografia de superfície contêm muitos trabalhos contraditórios, o que dificulta as comparações e as interpretações dos achados nas pesquisas.

6.2- Trabalhos Futuros

O presente trabalho consistiu em analisar o efeito agudo da atividade muscular do bíceps braquial submetido à EENM com o objetivo de revelar possíveis alterações no percentual de recrutamento das unidades motoras por meio dos operadores RMS e FPMd.

Assim, uma primeira sugestão para trabalhos futuros consistiria na aplicação dos conceitos e das técnicas apresentadas na presente dissertação em outros músculos da estrutura osteomuscular humana, bem como a utilização de outros estimadores eletromiográficos.

A EENM é uma ferramenta terapêutica utilizada para restaurar funções motoras. A prática fisioterápica demonstra que a utilização da EENM tem sido útil para recuperar a força muscular em pacientes com condições patológicas que comprometam os movimentos. Nesse sentido, a aplicação da EENM em pacientes com algum comprometimento osteomioarticular deve ser investigada em conjunto com a análise das variáveis eletromiográficas apresentadas nessa dissertação.

Os experimentos foram idealizados e concebidos com uma instrumentação sofisticada, entretanto, não foi possível decompor e analisar o sinal eletromiográfico de superfície durante a EENM devido aos artefatos presentes. Um trabalho mais elaborado na perspectiva do processamento do sinal biológico poderá observar o que acontece com as unidades motoras durante o estímulo da EENM.

7- REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ALON, G.; KANTOR, G.; HO, H.S. Effects of electrode size on basic excitatory responses and on selected stimulus parameters. **J. Orth. Sports Phys. Ther.**, v.20, p.29-35, 1994.

ANDRADE, M.M. **Análise tempo - frequência de sinais eletromiográficos para a avaliação de fadiga muscular em cicloergômetro.** 2006. 103f. Tese (doutorado) – Universidade de Brasília, Departamento de Engenharia Elétrica, Brasília.

APARICIO, A.V. Estimulación eléctrica funcional. **Rehabilitación**, v.28, n.3, p.187-193, 1994.

BAWA, P.; JONES, K.E. A comparison of human motoneuron data to simulated data using cat motoneuron models. **J. Physiol.**, v.93, p.43-59, 1999.

BINDER-MACLEOD, S.A.; LEE, S.C.K.; SCOTT, A.B. Reduction of the fatigue – induced force decline in human skeletal muscle by optimized stimulation trains. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v.78, p. 1129-1137, 1997.

BINDER-MACLEOD, S.A.; MCDERMOND L.R. Changes in the force-frequency relationship of the human quadriceps femoris muscle following electrically and voluntarily induced fatigue. **Phys. Ther.**, v.72, n.2, p.95-194, 1992.

BOLHUIS, A.I. VAN.; HOLSHEIMER, J.; SAVELBERG, H.H.C.M. A nerve stimulin method to selectively recruit smaller motor-units in rat skeletal muscle. **Journal of Neuroscience Methods**, v.107, p.87-92, 2001.

BOTTER, A.; MERLETTI, R.; MINETTO, M. A. Pulse charge and not waveform affects M-wave properties during progressive motor unit activation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, p.564-573, 2009.

BRASILEIRO, J.S.; VILAR, A.F.S. Comparação dos torques gerados por estimulação elétrica e contração muscular voluntária no músculo quadríceps femoral. **Rev. Bras. Fisiot.**, v.4, n.2, p.75-81, Jul. 1999.

CRAM, J. R.; KASMAN, G. S.; HOLTZ, J. **Introduction to Surface Electromyography.** Gaithersburg: Aspen Publishers, 1998.

CRENSHAW, A.G.; KARLSSON, S.; GERDLE, B.; FRIDEN, J. Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue

indicators during low-vs. high-level isometric contractions to fatigue. **Acta. Physiol. Scand.**, v.160, p. 353-361, 1997.

CURRIER, D.P.; MANN, R. Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. **Phys. Ther.**, v.63, n.6, p.915-921, 1983.

DE LUCA, C.J. ADAM, A.; WOTIZ, R.; GILMORE, L.D.; NAWAB, S.H. Decomposition of Surface EMG Signals. **J. Neurophysiol.**, n. 96, p. 1646-1657, 2006.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J. Applied Biomechanics**, v.13, p.135-163, 1997.

DELITO, A.; ROSE, S.J. Comparative comfort of three waveforms used in electrically eliciting quadriceps femoris muscle contractions. **Physical Therapy**, v.66, n.11, Nov. 1986.

DELITTO, A.; SNYDER-MACKLER, L. Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulatío. **Physical Therapy**, v.70, n.3, p.158-164, 1990.

DIMITROVA, N.A.; ARABADZHIEV, T.I.; HOGREL, J.Y.; DIMITROV, G.V. Fatigue analysis of interference EMG signals obtained from biceps brachii during isometric voluntary contraction at various force levels. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, v.19, p.252-258, 2009.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.

FARINA, D.; MADELEINE, P.; GRAVEN-NIELSEN, T.; MERLETTI, R.; ARENDT-NIELSEN, L. Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.86, p.469-478, 2002.

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

GERLEMAN, D. G.; COOK, T. M. Instrumentation, in manual of surface electromyography for use in the occupational setting. **DHHS Publication**, p.81-126, 1989.

GONDIN, J.; GUETTE, M.; JUBEAU, M.; BALLAY, Y.; MARTIN, A. Central and peripheral contributions to fatigue after electrostimulation training. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.6, p.1147-1156, 2005.

GORGEY, A.S.; MAHONEY, E.; KENDALL, T.; DUDLEY, G.A. Effects of neuromuscular electrical stimulation parameters on specific tension. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.97, n.6, p.737-744, 2006.

GREEN, H.J. Cation pumps in skeletal muscle: potential role in muscle fatigue. **Acta. Physiol. Scand.**, v.162, p.201-213, 1998.

GREGORY, C.M.; BICKEL, C.S. Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. **Physical Therapy**, v.85, n.4, p.358-364, 2005.

GRILL W.M.; MORTIMER, J.T. Stimulus waveforms for selective neural stimulation. **IEEE Eng. Med. Biol.**, v.14, p.375-385, 1995.

GUIRRO, R.; FORTI, F.; BRAMBILA, A.C.; GROFF, K.A. Influence of different stimuli on electromyographic variables of the biceps brachii. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.**, v.46, p.391-399, 2006.

GUIRRO, R.; GUIRRO, E. **Fisioterapia Dermato-Funcional**. 3.ed. São Paulo: Manole, 2002.

GUIRRO, R.; NUNES, C.; DAVINI, R. Comparação dos efeitos de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular sobre a força muscular isométricas do quadríceps. **Rev. Fisioter. Univ. São Paulo**, v.7, n.12, p.10-15, 2000.

GUIRRO, R.R. **Análise da atividade elétrica e da força dos músculos flexores da mão após estimulação elétrica neuromuscular**. 2000. 193f. Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP.

GUYTON, A.C. Textbook of Medical Physiology. 6.ed. Philadelphia: WB Saunders Co, 1981.

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

HALL, S.J. **Biomecânica básica**. 4.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 1.ed. São Paulo: Manole, 1999.

HANSEN, E.A.; LEE, H.D.; BARRETT, K.; HERZOG, W. The shape of the force-elbow angle relationship for maximal voluntary contractions and sub-maximal electrically induced contractions in human elbow flexors. **Journal of Biomechanics**, v.36, p.1713-1718, 2003.

HARTSELL, H.D. Electrical muscle stimulation and isometric exercise effects on selected quadriceps parameters. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.8, p.203-209, 1986.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, v.10, n.5, p.361-374, 2000.

HORTOBÁGYI, T.; LAMBERT, N.J.; TRACY, C.; SHINEBARGER, M. Voluntary and electromyostimulation forces in trained and untrained men. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. 1992.

JOHNSON, M.A.; POLGAR, J.; WEIGHTMAN, D.; APPLETON, D. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles an autopsy study. **Journal of the Neurological Sciences**, v.18, p.111-129, 1973.

JUBEAU, M.; GONDIN, J.; MARTIN, A.; SARTORIO, A.; MAFFIULETTI, N.A. Random motor unit activation by electrostimulation. **Int. J. Sports Med.**, v.28, n.11, p.901-904, 2007.

KALLENBERG, L.A.C.; SCHULTE, E.; DISSELHORST-KLUG, C.; HERMENS, H.J. Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.17, p.264-274, 2007.

KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M. **Fundamentos da neurociência e do comportamento**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

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

KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. **Músculos: provas e funções**. 4.ed. São Paulo: Manole, 1995.

KITCHEN, S. **Eletroterapia prática baseada em evidências**. 11.ed. São Paulo: Manole, 2003.

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

KOBETIC, R.; TRIOLO, R.J.; UHLIR, J.P.; BIERI, C.; WIBOWO, M.; POLANDO, G.; MARSOLAIS, E.B.; DAVIS, J.A.; FERGUSON, K.; SHARMA, M. Implanted functional electrical stimulation system for mobility in paraplegia: A follow-up case report. **IEEE Trans. Rehab. Eng.**, v.7, p.390-398, 1999.

KRAMER, J.; LINDSAY, D.; MAGEE, D.; MENDRYK, S.; WALL, T. Comparison of voluntary and electrical stimulation contraction torques. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.5, n.6, p.324-331 Jun. 1984.

KRAMER, J.F. Effect of electrical stimulation current frequencies on isometric knee extension torque. **Phys. Ther.**, v.67, p.31-38, 1987

LAUFER, Y.; RIES, J.D.; LEININGER, P.M.; ALON, G. Quadriceps femoris muscle torques and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. **Physical Therapy**, v.81, n.7, Jul. 2001.

LAUGHMAN, R.K.; YOUODAS, J.W. GARRETT, T.R.; CHAO E.Y.S. Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation. **Phys. Ther.**, v.63, n.4, p.494-499, 1983.

LENT, R. **Cem bilhões de neurônios: conceitos fundamentais de neurociência**. São Paulo: Atheneu, 2005.

LIANZA, S. **Estimulação elétrica funcional**. São Paulo: Atheneu, 1993.

LIEBER, R.L.; KELLY, M.J. Factors influencing quadriceps femoris muscle torque using transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. **Phys. Ther.**, v.71, n.10, p.715-723, 1996.

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

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: fundamentos para a reabilitação**. 2. ed. Rio de Janeiro, RJ: Elsevier, 2004.

MACDONAGH, M.J.N.; DAVIES, C.T.M. Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.52, p.139-145, 1984.

MARCHETTI, P.H.; DUARTE, M. Instrumentação em eletromiografia. In: **III Congresso Internacional de Educação Física e Motricidade Humana, Rio Claro, 2006**, São Paulo.

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

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

MERLETTI, R.; FARINA, D.; GRANATA, A. Non-invasive assessment of motor unit properties with linear electrode arrays. **Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl.**, v.50, p.293-300, 1999.

MERLETTI, R.; PARKER, P.A. **Electromyography**. Piscataway: IEEE Press, 2004.

MERLETTI, R.; ROY, S. Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.24, p.342-353, 1996.

MESIN, L.; TIZZANI, F.; FARINA, D. Estimation of motor unit conduction velocity from surface EMG recordings by signal-based selection of the spatial filters. **Biomedical Engineering**, v.53, n.10, p.1963-1971, 2006.

MOLINA, B.M.; GALAN, A.T.; GARCIA, M. Spectral electromyographic changes during a muscular strengthening training based on electrical stimulation. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.**, v.37, p.287-295, 1997.

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

MORITANI, T.; HAMADA, T.; KIMURA, T. Selective fatigue of fast motor units after electrically elicited muscle contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.14, p.531-538, 2004.

MORITANI, T.; MURO, M.; NAGATA, A. Intramuscular spike analysis during ramp force and muscle fatigue. **J. Electromyogr. Clin. Neurophysiol.**, v.26, p.147-160, 1986.

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

NORONHA, M.A.; CAMARGO, L.C. MINAMOTO, V.B. CASTRO, C.E.; PARIZOTTO, N.A.; BRASILEIRO, J.S.; CASTRO, C.E.S. Efeitos da estimulação elétrica neuromuscular no torque do músculo quadríceps após reconstrução do ligamento cruzado anterior. In: **Congresso Brasileiro de Biomecânica, 10, 2003, João Pessoa**. Anais. João Pessoa: Universidade Federal da Paraíba, 2003. p.277-280.

PARKER, M.G.; BER HOLD, M.; BROWN, R.; HUNTER, S.; SMITH, M.R.; RUNHLING, R.O. Fatigue response in human quadriceps femoris muscle during high frequency electrical stimulation. **JOSPT.**, v.7, n.4, p.145-153, 1986.

PICHON, F.; CHATARD, J.C.; MARTIN, A.; COMETTI, G. Electrical stimulation and swimming performance. **Medical Science Sports and Exercise**, v.27, n.12, p.1671-1677, 1995.

PIERRE, D.; TAYLOR, A.W.; LAVOIE, M.; SELLERS, W. Effects of 2500Hz sinusoidal current on fibre area and strength of the quadriceps femoris. **J. Sports Med.**, v.24, p.60-66, 1986.

PIRES, K.F. Análise dos efeitos de diferentes protocolos de eletroestimulação neuromuscular através da frequência mediana. **R. Bras. Ci e Mov.**, v.12, n.2, p.25-28, 2004.

POWERS, S.K. **Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho**. 3.ed. São Paulo: Manole, 2000.

ROBINSON, A.; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia clínica**. 2.ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

ROCHA JUNIOR, V.A. **Respostas neuromusculares do músculo vasto lateral ao método da pré-exaustão adaptado**. 2008. 92f. Dissertação (mestrado) – Universidade de Brasília, Departamento de Educação Física, Brasília.

ROHEN, J.; YOKOCHI, C. **Anatomia humana: Atlas fotográfico de anatomia sistêmica e regional**. 2.ed. São Paulo: Manole, 1989.

RUSHTON, D.N. Functional electrical stimulation and rehabilitation: and hypothesis. **Medical Engineering e Physics**, v.25, p.75-78, 2003.

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

RUTHERFORD, O.; JONES, D. The role of learning and coordination in strength training. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.55, p.100-105, 1986.

SALVINI, T.F. O efeito da estimulação elétrica neuromuscular no músculo tibial anterior do rato. **Rev. Bras. Fisiot.**, v.2, n.2, 1997.

SALVINI, T.F.; BRASILEIRO, J.S. Limites da estimulação elétrica neuromuscular no fortalecimento de músculos esqueléticos saudáveis e com déficit de força. **Fisioterapia Brasil**, v.5, n.3, Jun. 2004.

SBRICCOLI, P.; BAZZUCCHI, I.; ROSPONI, A.; BERNARDI, M.; DE VITO, G.; FELICI, F. Amplitude and spectral characteristics of biceps brachial to semg depend upon speed of isometric force generation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.13, p.139-147, 2003.

SELKOWITZ, D.M. High frequency electrical stimulation in muscle strengthening – a review and discussion. **The American Journal of Sports Medicine**, v.17, n.1, p.103-111, 1989.

SNYDER-MACKLER, L.; LANDIN, Z.; SCHEPSIS A.A.; YOUNG, J.C. Electrical stimulation of the thigh muscles after reconstruction of the

anterior cruciate ligament. **J. Bone Joint Surg.**, v.73A, p.1025-1036, 1991.

SOARES, F.A.; SALOMONI, S.; ROCHA, A.F.; SANTOS, I.; VENEZIANO, W.H.; NASCIMENTO, F.A.O. Simulador computacional de sinais eletromiográficos intrusivos por modelagem de dipolo. **Proceedings of the International Federation for Medical and Biological Engineering**, João Pessoa, 2004.

STROMBERG, B.V. Effects of electrical currents on wound contraction. **Ann. Plast. Surg.**, v.21, p.121-123, 1988.

VAZ, M.A.; HERZOG, W.; MACINTOSH, B.; EPSTEIN, T.; SVEDAHL, K.; ZHANG, T. Mecanismos de vibrações musculares durante contrações isométricas voluntárias e eletricamente estimuladas de músculo esquelético humano. In: **Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1997**. Anais, p.465-472.

VENEZIANO, W.H. **Estudo do comportamento do sinal eletromiográfico de superfície em atividades subaquáticas**. 2006. 151f. Tese (doutorado) – Universidade de Brasília, Departamento de Engenharia Elétrica, Brasília.

WILMORE, J.H; COSTILL, D.L. **Fisiologia do esporte e do exercício**. 2.ed. São Paulo: Manole, 2001.

WONG, R.A. High voltage versus low voltage electrical stimulation. Force of induced muscle contraction and perceived discomfort in healthy subjects. **Phys. Ther.**, v.66, n.8, p.1209-1214, 1998.

http://www.webciencia.com/11_28apare.gif. (acessado em 2009)

<http://www.alchemical.org/em/img/FrogLegs.jpg>. (acessado em 2009)

<http://www.del.ufms.br/tutoriais/oscilosc/oscilosc1.gif>. (acessado em 2009)

www.demic.fee.unicamp.br/~elnatan/ee623/lab6/IMG00069.GIF. (acessado em 2009)

http://www.marcelomelloweb.kinghost.net/mmsonorizacaoap2_09espectroHz.gif. (acessado em 2009)

www.biomediasm.com.br. (acessado em 2009)

<http://www.bem.fi/book/01/01x/0113ax.htm>. (acessado em 2009)

<http://www.bem.fi/book/01/01x/0115x.htm>. (acessado em 2009)

<http://www.fleury.com.br>. (acessado em 2009)

www.delsys.com. (acessado em 2009)

8- APÊNDICE

Apêndice A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Apêndice B: Check List

Apêndice C: Tabela de Registro

Apêndice A

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



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, 250 μ s, 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 dúvidas e explicações do projeto experimental. Caso haja alguma 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 B

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. Buscar a água e inserir a pulseira de referência;
7. Retirar os eletrodos e cabos;
8. Identificar a utilização e posicionamento de cada eletrodo e de cada cabo;
9. Plugar o cabo do miso no emg;
10. Plugar o cabo verde do emg no miso;
11. Plugar a placa do emg e inserir no computador;
12. Preencher os requisitos exigidos pelos programas;
13. Instruir o voluntário a realizar a tricotomia e a limpeza na região medial do músculo bíceps do membro superior direito;
14. Posicionar o voluntário na cadeira em frente ao miso;
15. Preencher os dados do voluntário na tabela;
16. Explicar ao voluntário todo o procedimento que será realizado;
17. Demonstrar o que deverá ser feito;
18. Pedir para que o voluntário segure a célula de carga;
19. No miso apertar o botão of set nul;
20. Solicitar que o voluntário realize a máxima contração voluntária e disparar em conjunto o botão full scale rec;
21. Solicitar ao voluntário que permaneça na mesma posição e com o membro relaxado;
22. Cronometrar 5min;
23. Após os 5min., solicitar que o voluntário realize a máxima contração voluntária e disparar em conjunto o botão full scale rec;
24. Ajustar no miso de acordo com a média entre as duas contrações;
25. Registrar 10% no miso;

26. Preencher o programa emg-acq;
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 cél. de carga e segure em 10% (visualização feita pelo 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 desmarcada no braço do voluntário;
41. Preencher com gel;
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 emg-acq;
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 emg-acq;
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);
54. Colocar 5 a 10% no miso;
55. Registrar todo o tempo de 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 sujeito que realize uma contração voluntária 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 C

Tabela de Registro

Dados Pessoais			
Nome:			Data:
Endereço:		Telefone:	
Idade:	Peso:	Altura:	
Dados da Coleta			
Registro de Força			
1 CVM:	2 CVM:	Média:	
Registro do Mapeamento			
Código:			
Zona de Inervação:		Canais de Aquisição:	
Registro de Controle			
Código:			
Registro de Tripletas			
Código:			
Tripletas:			
Registro de Aquisição e CVI a 60%			
Código:			
Tempo de CIV a 60%:			
Obs:			
Dados da Coleta			Data:
Registro de Força			
1 CVM:	2 CVM:	Média:	
Registro de Controle			
Código:			
Registro de Tripletas			
Código:			
Tripletas:			
Registro de Aquisição com EENM e CVI a 60%			
Código:			
Dados da EENM			
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%:			
Obs:			

9- ANEXO

Anexo A: Portaria MS nº 2043, de 12 de dezembro de 1994

Anexo B: Portaria MS nº 155, de 27 de fevereiro de 1997.

Anexo C: Análise do Projeto de Pesquisa pelo CEP/FM.

Anexo A

Portaria MS nº 2043, de 12 de dezembro de 1994.

O Ministério de Estado da Saúde, no uso de suas atribuições legais, e

Considerando a necessidade de instituir uma política para garantir a qualidade de produtos "correlatos", de que tratam a Lei no 6.360, de 23 de setembro de 1976 e o Decreto no 79.094, de 05 de janeiro de 1977, em cumprimento aos incisos VI e VII do artigo 6º da Lei Orgânica da Saúde;

Considerando as competências atribuídas pela Lei Orgânica da Saúde à direção nacional do Sistema Único de Saúde (SUS), referentes à regulamentação técnica e controle de qualidade de produtos para saúde, particularmente os incisos VIII, X e XII do artigo 16 da referida Lei;

Considerando a necessidade de disciplinar a elaboração, publicação e aplicação dos regulamentos técnicos, para fins de registro de produtos "correlatos" no Ministério da Saúde;

Considerando a responsabilidade dos fornecedores pela qualidade dos produtos colocados no mercado, conforme dispõem os artigos 4º a 25 do Código de Proteção e defesa do Consumidor (Lei no 8.078, de 11 de setembro de 1990);

Considerando, ainda, o disposto no artigo 55 do referido Código relativamente à competência normativa, fiscalizadora e de controle da União, dos Estados e do Distrito Federal sobre produção, industrialização, distribuição e consumo de produtos e serviços, no interesse da preservação da vida e da saúde, dentre outros bens de direitos, resolve:

1 - Instituir o Sistema de Garantia da Qualidade de produtos correlatos submetidos ao regime da Lei no 6.360, de 27 de setembro de 1976 e o Decreto no 79.094, de 05 de janeiro de 1977.

2 - As disposições desta Portaria aplicam-se aos produtos correlatos relacionados a seguir e definidos em seu Anexo I:

a) equipamentos de diagnóstico;

b) equipamentos de terapia;

c) equipamentos de apoio médico-hospitalar;

d) materiais e artigos descartáveis;

e) materiais e artigos implantáveis;

f) materiais e artigos de apoio médico-hospitalar;

g) equipamentos, materiais e artigos de educação física, embelezamento ou correção estética.

2.1 - Não estão sujeitos às disposições desta Portaria os produtos relacionados a seguir e definidos em seu Anexo I, devendo ser objeto de regulamentação específica:

I) produtos farmacêuticos;

II) sangue e hemoderivados;

III) produtos para diagnóstico de uso "in-vitro";

IV) produtos para diagnóstico de uso "in-vivo";

V) padrões biológicos;

VI) alimentos e bebidas;

VII) saneantes domissanitários;

VIII) cosméticos e perfumes;

IX) produtos médicos conjugados;

X) agrotóxicos.

3 - As disposições desta Portaria aplicam-se aos produtos referidos no item 2 anterior, industrializados, montados ou transformados no País ou importados para comercialização ou atendimento de terceiros.

4 - Para fins de registro ou isenção do registro no Ministério da Saúde os produtos referidos no item 1 desta Portaria, ficam enquadrados, segundo o potencial de risco que representam à saúde do usuário, seja paciente ou operador, nas classes 1 (baixo risco), 2 (médio risco) ou 3 (alto risco), em conformidade com as regras estabelecidas no Anexo II desta Portaria.

4.1 - As classes 1, 2 e 3 instituídas neste item, substituem respectivamente as classes III, II e I de que trata o Anexo I da Portaria Conjunta no 01, de 17 de maio de 1993.

4.2 - Será obrigatório o registro no Ministério da Saúde, dos produtos enquadrados nas classes 2 e 3, conforme dispõe o artigo 36 do Decreto no 79.094/77.

4.3 - Serão declarados isentos de registro o Ministério da Saúde, os produtos enquadrados na classe 1, os quais passarão a compor as relações elaboradas pelo órgão de vigilância sanitária competente deste Ministério, conforme dispõe o parágrafo único do artigo 35 do Decreto no 79.094/77.

5 - O Ministério da Saúde publicará os regulamentos técnicos aplicáveis aos produtos enquadrados nas classes 2 e 3, referenciando preferencialmente as especificações técnicas e requisitos de qualidade contidos em normas técnicas brasileiras (ABNT), harmonizadas MERCOSUL ou internacionais prioritariamente nesta ordem.

5.1 - Os diplomas legais do Ministério da Saúde, que instituirão os regulamentos técnicos aplicáveis aos produtos referidos no item 2 desta Portaria, deverão incluir:

I) as especificações técnicas ou requisitos de qualidade aplicáveis aos produtos, conforme previsto neste item 5;

II) as condições e prazos para aplicação do modelo certificação, conforme previsto no item 6.1;

III) as condições e prazos para os fornecedores adequarem seus produtos às disposições ao regulamento técnico;

IV) os requisitos de certificação para fins de registro dos produtos no Ministério da saúde.

5.2 - As propostas dos regulamentos técnicos previstos neste item 5, deverão ser submetidas à apreciação de comitê técnico-científico instituído pelo Ministério da Saúde e constituído por representantes de órgãos, instituições e entidades representantes no segmento dos produtos referidos no item 2 desta Portaria.

6 - Quando solicitado pela autoridade de saúde competente, o cumprimento a regulamento técnico deverá ser comprovado pela certificação do produto realizado por organismo credenciado no contexto do Sistema Brasileiro de Certificação.

6.1 - O modelo de certificação a ser adotado, será o de número 5 (cinco) da Organização Internacional de Normatização (ISO), aprovado no País pela resolução CONMETRO no 05, de 26 de julho de 1988, podendo ser adotado transitoriamente outro modelo, nas condições e prazos definidos no regulamento técnico.

6.2 - A certificação de produto importado estará sujeita às disposições da Comissão Técnica da área de saúde instituída no âmbito do Comitê Brasileiro de Certificação.

6.3 - O órgão de vigilância sanitária do Ministério da Saúde, poderá suspender a fabricação e venda de produto registrado neste Ministério, conforme dispõe o artigo 8º do Decreto no 79.054/77, mediante comunicação a este Ministério de Certificação, quanto à extinção, revogação ou suspensão de contrato de certificação firmado com o fornecedor do produto.

7 - O Ministério da Saúde, sempre que comunicado formalmente ou por iniciativa própria, tomará as medidas necessárias para a correta aplicação das disposições deste documento, bem como para correção das disposições de sua aplicação.

7.1 - As medidas a que se refere este item, deverão ser submetidas à apreciação de comitê técnico-científico refendo no item 5.2 desta Portaria.

8 - Os regulamentos técnicos já editados pelo Ministério da Saúde, que estabelecem especificações técnicas e requisitos de qualidade aplicáveis a produtos referidos do item 2 desta Portaria, serão revistos para adequação às suas disposições.

9 - Esta Portaria entra em vigor na data de sua publicação, revogando-se as disposições em contrário, particularmente o Anexo I da Portaria Conjunta nº 01, de 17 de maio de 1993.

ANEXO I

Conceitos e Definições

Para fins deste documento, aplicam-se os conceitos e definições a seguir, adaptados da legislação brasileira que dispõe sobre a saúde, defesa do consumidor e qualidade aplicável a produtos médico-hospitalares.

. certificação de conformidade - ato em que um terceiro demonstra existir garantia adequada de que um produto, processo ou serviço devidamente identificado, está em conformidade com uma norma ou regulamento técnico.

. ensaio de conformidade - avaliação da conformidade de um produto às especificações ou requisitos de uma norma ou regulamento técnico, através de ensaio em laboratório.

. equipamento de diagnóstico - equipamento, aparelho ou instrumento de uso médico, odontológico ou laboratorial, destinado a detecção de informações do organismo humano para auxílio a procedimento clínico.

. equipamento de terapia - equipamento, aparelho ou instrumento de uso médico ou odontológico, destinados a tratamento patologias, incluindo a substituição ou modificação da anatomia ou processo fisiológico ou organismo humano.

. equipamento de apoio médico-hospitalar - equipamento, aparelho ou instrumento de uso médico, odontológico ou laboratorial destinado a fornecer suporte a procedimentos diagnósticos, terapêuticos ou cirúrgicos.

. fornecedor - pessoa física ou jurídica, pública ou privada, nacional ou estrangeira, que desenvolva atividades de produção, montagem, criação, construção, transformação, importação, exportação, distribuição ou comercialização de produtos médico-hospitalares (Lei nº 8.087/90).

. materiais e artigos descartáveis - são os materiais e artigos do uso médico, odontológico ou laboratorial, utilizáveis somente uma vez de forma transitória ou de curto prazo.

. materiais e artigos implantáveis - são os materiais e artigos de uso médico ou odontológico, destinados a serem introduzidos total ou parcialmente no organismo humano ou em orifício do corpo, ou destinados a substituir uma superfície epitelial ou superfície do olho, através de intervenção médica, permanecendo no corpo após o procedimento por longo prazo, e podendo serem removidos unicamente por intervenção cirúrgica.

. materiais e artigos de apoio médico-hospitalar - são os materiais e artigos de uso médico, odontológico ou laboratorial, destinados a fornecer suporte a procedimentos diagnósticos, terapêuticos ou cirúrgicos.

. modelo de certificação - um dos 8 (oito) modelos aprovados pela Resolução CONMETRO nº 05, de 26 de julho de 1988, adotados pelo INMETRO e seus Organismos de Certificação Credenciados.

. norma técnica - documento normativo aprovado consensualmente no âmbito de foro brasileiro (ABNT) ou internacional (ISO e IEC), contendo especificações técnicas ou requisitos aplicáveis voluntariamente a produto (Resolução CONMETRO nº 1/92).

. orifício do corpo - compreende qualquer abertura natural do corpo recoberta de mucosa, assim como a superfície externa do olho, ou abertura artificial permanente, tal como um estoma.

. padrões biológicos - substâncias contendo material biológico de origem humana ou animal ou cepas de microorganismos identificados, destinadas à comparação, identificação ou aferição em análises clínicas ou microbiológicas não-industriais.

. período de aplicação:

. transitório - até 60 minutos,

. curto prazo - mais de 60 minutos até 30 dias,

. longo prazo - mais de 30 dias.

. produto farmacêutico - medicamentos alopáticos, homeopáticos, fitoterápicos, drogas ou outras substâncias medicamentosas.

. produto médico - equipamento, aparelho, instrumento, material, artigo, acessório ou sistema de uso ou aplicação médica, hospitalar, odontológica ou laboratorial, destinado à prevenção, diagnóstico, tratamento ou reabilitação da saúde individual ou coletiva.

. produto médico estéril - produto livre de toda contaminação microbiana.

. produto médico invasivo - produto médico que penetra total ou parcialmente dentro do corpo humano, seja através de orifício do corpo ou através da superfície epitelial.

. produtos médicos conjugados - produtos que incorporam, como parte integrante, substâncias medicamentosas ou drogas, e cuja ação, em combinação com estes produtos, resulta em alterações fisiológicas do organismo humano.

. produtos para diagnóstico de uso "in-vitro" - reagentes, instrumentos e sistemas, junto com as instruções para seu uso, que contribuam para realizar uma determinação qualitativa, quantitativa ou semi-quantitativa de uma amostra biológica e que não sejam destinados a cumprir função anatômica, física ou

terapêutica alguma; que não sejam ingeridos, injetados ou inoculados em seres humanos e que são utilizados unicamente para prover informação sobre espécimes extraídos do organismo humano.

. produtos para diagnóstico de uso "in-vivo" - substâncias que ingeridas, injetadas ou inoculadas em seres humanos, são destinadas unicamente a proporcionar informação qualitativa, quantitativa ou semi-quantitativa de parte anatômica ou fisiológica do organismo humano.

. registro - ato privativo do órgão competente do Ministério da Saúde destinado a comprovar o direito de fabricação do produto submetido ao regime da Lei no 6.360/76.

. regulamento técnico - documento normativo editado pela autoridade de saúde competente, contendo especificações técnicas ou requisitos de qualidade aplicáveis compulsoriamente a produto, observadas as normas técnicas brasileiras (Resolução CONMETRO no 11/75).

. sangue e hemoderivados - sangue humano, produtos do sangue humano, plasma ou células sanguíneas de origem humana ou produtos médico-hospitalares que incorporam tais produtos do sangue, plasma ou células.

. saneantes domissanitários - inseticidas, raticidas, desinfetantes ou detergentes.

. sistema circulatório central - compreende as artérias pulmonares, aorta ascendente, artérias coronárias, artéria carótida, artéria carótida externam artéria carótida interna, artérias cerebrais, tronco brânquio-cefálico, veias cardíacas, veias pulmonares, veia cava superior e veia cava inferior.

. sistema nervoso central - cérebro, cerebelo, bulbo raquídeo e medula espinhal.

ANEXO II

Regras de Classificação

O enquadramento dos produtos nas Classes instituídas no item 4 desta Portaria está subordinado às regras a seguir:

Produtos Médicos da Classe 1 (Baixo Risco)

São os produtos médicos que, por dispensarem o emprego de procedimentos e técnicas especiais de produção e cuidados ou precauções em seu uso ou aplicação, representam baixo risco intrínseco à saúde de seus usuários, seja paciente ou operador. As seguintes regras aplicam-se aos produtos dessa Classe:

Regra 1 - Todos produtos médicos não-invasivos, exceto aqueles aos quais aplicam-se as regras 4, 5, 6, 19 e 20.

Regra 2 - Todos equipamentos de diagnóstico ou terapia, exceto aqueles aos quais aplicam-se as regras 8, 9, 10, 11, 12, 21, 22 e 23.

Regra 3 - Todos materiais, artigos e equipamentos de apoio médico-hospitalar, exceto aqueles aos quais aplicam-se as regras 13, 14 e 24.

Produtos Médicos de Classe 2 (Médio Risco)

São os produtos médicos que apesar de dispensarem o emprego de procedimentos e técnicas especiais de produção, necessitam de cuidados ou precauções em seu uso ou aplicação, representando médio risco intrínseco à saúde de seus usuários, seja paciente ou operador. As seguintes regras aplicam-se aos produtos dessa Classe:

Regra 4 - Todos produtos médicos não invasivos destinados a conduzir, transportar, armazenar ou filtrar sangue, fluídos, gases ou tecidos orgânicos destinados a infusão ou introdução no organismo humano.

Regra 5 - Todos produtos médicos não-invasivos destinados ao tratamento ou alívio de queimaduras ou ferimentos da derme.

Regra 6 - Todos produtos médicos estéreis, invasivos ou não, exceto aqueles aos quais aplicam-se as regras 16, 17, 18, 19, 20 e 25.

Regra 7 - Todos produtos médicos invasivos destinados a uso transitório ou de curto prazo, exceto aqueles aos quais aplicam-se as regras 16, 17, 18, 19 e 25.

Regra 8 - Todos equipamentos de diagnóstico destinados à detecção de informações de sinais fisiológicos vitais, exceto aqueles aos quais aplica-se a regra 21.

Regra 9 - Todos equipamentos de diagnóstico cujo princípio de funcionamento prevê a emissão de energias que podem ser absorvidas pelo organismo humano, exceto os equipamentos para iluminar o corpo do paciente na faixa do espectro visível.

Regra 10 - Todos equipamentos de diagnóstico destinados a fornecer imagens "in-vivo" da distribuição de radiofármacos.

Regra 11 - Todos equipamentos de diagnóstico ou terapia destinados a administrar ou trocar energias com o corpo humano, exceto aqueles aos quais aplica-se a regra 22.

Regra 12 - Todos equipamentos de diagnóstico ou terapia destinados a administrar ou remover gases, medicamentos, fluídos ou outras substâncias do corpo humano, exceto aqueles aos quais aplica-se a regra 23.

Regra 13 - Todos equipamentos de apoio médico-hospitalar utilizados para esterilização de outros produtos médicos.

Regra 14 - Todos equipamentos de apoio médico-hospitalar destinados ao registro de imagens diagnósticas.

Regra 15 - Todos materiais e artigos implantáveis destinados a serem fixados exclusivamente nos dentes.

Produtos Médicos da Classe 3 (Alto Risco)

São os produtos que por necessitarem do emprego de procedimentos e técnicas especiais de produção, bem como de cuidados ou precauções em seu uso ou aplicação, representam alto risco intrínseco à saúde de seus usuários, seja paciente ou operador. As seguintes regras aplicam-se aos produtos dessa Classe:

Regra 16 - Todos produtos médicos invasivos de longo prazo.

Regra 17 - Todos produtos médicos invasivos destinados a contato direto com o coração, sistema circulatório central ou sistema nervoso cerebral.

Regra 18 - Todos produtos médicos invasivos que utilizam tecidos humanos, tecidos animais ou seus derivados.

Regra 19 - Todos produtos médicos usados na contracepção ou prevenção de doenças sexualmente transmissíveis.

Regra 20 - Todos materiais e artigos não-invasivos estéreis destinados exclusivamente na desinfecção, limpeza ou hidratação de lentes de contato.

Regra 21 - Todos equipamentos de diagnósticos destinados a detecção de informações de sinais fisiológicos vitais em procedimentos ou condições de risco imediato à vida do paciente.

Regra 22 - Todos equipamentos de diagnóstico ou terapia destinados a administrar tipos ou níveis de energia intrinsecamente perigosa ao organismo humano, considerado a parte do corpo a absorver a energia e a densidade de energia.

Regra 23 - Todos equipamentos de diagnóstico ou terapia destinados a administrar ou remover gases, medicamentos, fluidos ou outras substâncias de forma intrinsecamente perigosa, considerando a natureza de substância e a parte do organismo envolvida no processo, bem como as condições de aplicação ou remoção.

Regra 24 - Todos materiais, artigos ou equipamentos de apoio médico-hospitalar destinados a controlar, monitorar ou que influem diretamente no desempenho dos equipamentos de diagnóstico ou terapia enquadrados na classe 3.

Regra 25 - Todos materiais e artigos implantáveis.

Implementação das Regras

1. Os produtos médicos e seus acessórios enquadrados em classes distintas, quando integrados ou conectados, terão seu conjunto enquadrado na classe mais crítica.

2. O produto médico destinado a diferentes usos ou aplicações no organismo humano, deverá ser classificado segundo seu uso ou aplicação mais crítica.

3. Caso duas regras sejam aplicadas a um mesmo produto médico, com base nas especificações fornecidas pelo fornecedor, este produto deverá adotar a regra que o enquadra na classe mais crítica.

Anexo B

Portaria MS nº 155, de 27 de fevereiro de 1997.

O Ministro de Estado da Saúde, no uso de suas atribuições legais, e

Considerando o disposto na Portaria nº 2.043, de 12 de dezembro de 1994, e na Portaria nº 2.663, de 22 de dezembro de 1995, ambas do Ministério da Saúde;

Considerando a necessidade de compatibilizar os prazos e procedimentos previstos na Portaria MS nº 2.663/95, que dispõe sobre a garantia da qualidade de equipamentos eletromédicos, aos prazos e procedimentos de implantação do Sistema Brasileiro de Certificação, resolve:

Art. 1º Alterar os prazos e procedimentos para comprovar a certificação de conformidade de equipamentos eletromédicos com a norma brasileira NBR IEC 601 - 1: Equipamento Eletromédico.

Parte 1 - Prescrições Gerais para Segurança e normas técnicas particulares da série IEC 601.2, de que trata a Portaria nº 2.663/95, do Ministério da Saúde.

Art. 2º Os fornecedores dos equipamentos eletromédicos, relacionados no anexo desta Portaria, que solicitarem o registro desses produtos ao Ministério da Saúde, ou cujos produtos estejam registrados, deverão apresentar, até o prazo limite informado no referido anexo, cópia de um dos seguintes documentos:

a) certificado de conformidade desses produtos, emitido por organismo de certificação credenciado no âmbito do Sistema Brasileiro de Certificação; ou

b) documento emitido por organismo de certificação credenciado no âmbito do Sistema Brasileiro de Certificação, que comprove a solicitação pelo fornecedor da certificação de seus produtos por este organismo.

Parágrafo único. Os fornecedores que apresentarem o documento referido na alínea "b", deverão apresentar, o certificado de conformidade referido na alínea "a" até um prazo definido pelo Ministério da Saúde.

Art. 3º O não-cumprimento das disposições desta Portaria implicará indeferimento da solicitação de registro, ou cancelamento do registro concedido pelo Ministério da Saúde, e demais sanções previstas na Lei nº 6.437, de 20 de agosto de 1997.

Art. 4º Esta Portaria entra em vigor na data de sua publicação, revogando-se o artigo 3º e o anexo da Portaria nº 2.663 de 22 de dezembro de 1995.

ANEXO

Cronograma de Certificado de Equipamentos Eletromédicos

CLASSE 1	PRAZO LIMITE PARA SOLICITAÇÃO DA CERTIFICAÇÃO DE EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS (2)		
Classe 1 Certificação Voluntária Certificação Voluntária Certificação Voluntária (baixo risco) Classe	6 (seis) meses (3) 8 (oito) meses (3) 12 (doze) meses (3) Classe 1 Certificação Voluntária	8 (oito) meses (3) 12 (doze) meses (3) Classe 1 Certificação Voluntária	12 (doze) meses (3) Classe 1 Certificação Voluntária
2			

Eletrocardiógrafos Incubadoras Neonatais Todos os Equipamentos (médio risco) e			
Classe 3 Aparelhos de RX por Ondas Curtas (alto risco)	Eletrocardiógrafos Incubadoras Neonatais Todos os Equipamentos (médio risco) Eletroencefalógrafos Berços Aquecidos Eletromédicos Normalizados Monitores Cardíacos Aparelhos de Terapia pela série IEC 601.2 e Desfibriladores e por Microondas enquadrados nesta classe Cardioversores Aparelhos de Diatermia Classe 3 Aparelhos de RX por Ondas Curtas (alto risco) Para Ventiladores Diagnóstico Pulmonares Bisturi Elétrico Equipamentos de Bombas de Infusão	Incubadoras Neonatais Todos os Equipamentos (médio risco) Eletroencefalógrafos Berços Aquecidos Eletromédicos Normalizados Monitores Cardíacos Aparelhos de Terapia pela série IEC 601.2 e Desfibriladores e por Microondas enquadrados nesta classe Cardioversores Aparelhos de Diatermia Classe 3 Aparelhos de RX por Ondas Curtas (alto risco) Para Ventiladores Diagnóstico Pulmonares Bisturi Elétrico Equipamentos de Bombas de Infusão Hemodiálise Equipamentos de Anestesia Estimuladores de Nervos e Músculos Equipamentos de Radioterapia	Todos os Equipamentos (médio risco) Eletroencefalógrafos Berços Aquecidos Eletromédicos Normalizados Monitores Cardíacos Aparelhos de Terapia pela série IEC 601.2 e Desfibriladores e por Microondas enquadrados nesta classe

Radioterapia

- (1) Classe de enquadramento dos equipamentos eletromédicos conforme disposto na Portaria nº 2.043/94.
- (2) Equipamentos Eletromédicos: são aqueles definidos no item 2.2.15 da norma técnica brasileira NBR IEC 601-1.
- (3) Prazo contado a partir da data de publicação desta Portaria.

Anexo C

Análise de Projeto de Pesquisa pelo CEP/FM



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.

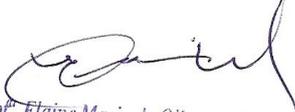
Data do parecer final do projeto pelo CEP-FM/UNB: 16/09/2009.

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