



ESTUDO DA INFLUÊNCIA DE VARIÁVEL ANTROPOMÉTRICA NOS EFEITOS
DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL COM DIFERENTES
INTENSIDADES DE ESTÍMULO

Nárrima de Souza Gave

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador(es): Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Rio de Janeiro

Junho de 2011

ESTUDO DA INFLUÊNCIA DE VARIÁVEL ANTROPOMÉTRICA NOS EFEITOS
DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL COM DIFERENTES
INTENSIDADES DE ESTÍMULO

Nárrima de Souza Gave

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:



Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.



Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.



Prof. Antonio Fernando Infantsi, Ph.D.



Prof.ª Erika de Carvalho Rodrigues, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JUNHO DE 2011

Gave, Nárrima de Souza

Estudo da influência de variáveis antropométricas nos efeitos da estimulação elétrica funcional com diferentes intensidades de estímulo / Nárrima de Souza Gave – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

XI, 78 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2011.

Referências Bibliográficas: p. 59-65.

1. Estimulação Elétrica Funcional. 2. Características antropométricas 3. Intensidade da corrente. I. Souza, Marcio Nogueira *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

“Feliz é a pessoa que acha a sabedoria e que consegue compreender as coisas,
pois isso é melhor do que a prata e tem mais valor do que o ouro”.

Provérbios 3:13,14 (NTLH)

Dedicatória

Dedico esta dissertação de mestrado aos meus pais, Maria Madalena de Souza Gave e Aluízio Gave. Por sempre me apoiarem e se fazerem presentes em todas as situações e por não medirem esforços para que eu pudesse ter uma boa educação.

Agradecimentos

Indubitavelmente primeiro a Deus, pois sem ele ao meu lado, guiando os meus passos e me concedendo sabedoria nada seria possível. A Ele toda honra e toda glória.

Ao professor Arthur de Sá Ferreira por ter despertado em mim o interesse pela Engenharia Biomédica e pelo auxílio prestado nos momentos difíceis.

Ao amigo, companheiro e querido Marcos Filipe por não só compreender os atrasos e ausências, mas também por me ajudar com problemas da dissertação.

Aos meus orientadores Marcio N. de Souza e Alexandre V. Pino por acreditarem na minha competência e por terem me incentivado, cada um a sua maneira, a dar o meu melhor.

Aos amigos de turma Bruno Bergamini, Felipe Huguenin, Fernanda Catelani, Gisele Alzeman, Gisele de Lima, Mayra Roberta e Sibeles Soares pela força e incentivo prestados desde o primeiro dia de aula até o fim do mestrado.

Aos meus amigos do LIB por tornarem as longas horas passadas no laboratório mais agradáveis e a todos no PEB, que estão sempre prontos a ajudar, em especial ao Daniel Morim, pela disposição e paciência em contribuir de alguma forma; ao Fernando Monteiro, por emprestar-me o computador e também por ajudar-me na fase de coleta; ao Alexandre e à Edna, pela simpatia e disposição em resolver os problemas na secretaria;

Às senhoras da limpeza, por não medirem esforços em deixar o nosso ambiente de trabalho limpo e agradável; e ao Diniz, pelas vezes que fui ao almoxarifado pedir alguma coisa.

Agradeço também ao CNPQ, Faperj e Capes pelo apoio financeiro à pesquisa.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ESTUDO DA INFLUÊNCIA DE VARIÁVEL ANTROPOMÉTRICA NOS EFEITOS
DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL COM DIFERENTES
INTENSIDADES DE ESTÍMULO

Nárrima de Souza Gave

Junho/2011

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

O presente trabalho investiga a influência de características antropométricas no estabelecimento da intensidade de corrente necessária para a eletroestimulação do músculo bíceps braquial durante flexão da articulação do cotovelo causada por Estimulação Elétrica Funcional (FES). Numa primeira fase (Fase I) tomaram parte no estudo 22 indivíduos saudáveis, nos quais foram coletadas variáveis antropométricas e sinais de goniometria da flexão da articulação do cotovelo associada à contração muscular decorrente de pulsos de correntes da FES. Nesta fase procurou-se correlacionar as características antropométricas com as intensidades de corrente necessárias para se obter certa angulação articular. Na chamada Fase II do estudo, 31 voluntários foram avaliados para investigar os achados da primeira fase. Os resultados apontaram que a circunferência do braço foi o parâmetro antropométrico que melhor se correlacionou ($r = 0,69$) com a intensidade de corrente necessária para controlar a contração concêntrica do cotovelo com o menor erro médio quadrático (28,29%). De um modo geral, os resultados contribuem para um melhor entendimento e utilização de equipamentos de eletroestimulação.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

STUDY OF INFLUENCE ANTHROPOMETRICAL VARIABLE IN THE EFFECTS
OF THE FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION WITH DIFFERENT
INTENSITIES OF INCENTIVE

Nárrima de Souza Gave

June/2011

Advisors: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

The present work investigates the influence of anthropometrical characteristics in establishing the current intensity for electro-stimulation of muscle brachial biceps during flexion of the elbow joint evoked by Functional Electric Stimulation (FES). In a first phase (Phase I) 22 healthy individuals parted in the study, on which different anthropometrical variables and goniometric signals of elbow joint evoked by FES were collected. In this phase of the study one try to correlate the anthropometrical characteristics with the current intensities that evoked a given joint angles. In the Phase II of the study, 31 volunteers had been evaluated to better investigate the findings of the first phase. Results pointed out that the arm circumference was the anthropometrical parameter that better correlated ($r = 0,69$) with the current intensity necessary to evoke a given concentric contraction of the elbow joint with the smaller root mean square error (28.29%). In summary, the results contribute for a better understanding and usage of electro-stimulation equipments.

SUMÁRIO

1	Introdução.....	1
1.1	Objetivo Geral.....	2
1.2	Objetivos Específicos.....	2
2	Fundamentos Fisiológicos.....	4
2.1	Composição Estrutural do Músculo Estriado Esquelético.....	4
2.2	O Processo de Contração Muscular.....	5
2.3	Período Refratário.....	7
2.4	Estrutura Macroscópica e Função Muscular.....	8
2.4.1	Somação Espacial e Somação Temporal.....	8
2.4.2	Velocidade de Condução das Fibras Nervosas.....	9
2.4.3	Receptores Musculares.....	10
3	Estimulação Elétrica.....	13
3.1	Descrição das Correntes Utilizadas em Eletroestimulação.....	13
3.2	Estimuladores Elétricos com Controle de Tensão ou Corrente.....	15
3.3	Tipos de Estimulação.....	16
3.4	Contração voluntária X Contração Induzida Eletricamente.....	18
3.5	Eletrodos.....	19
3.5.1	Tamanho e Posicionamento dos Eletrodos.....	20
3.5.2	Técnicas de Colocação de Eletrodos.....	21
3.5.2.1	Técnica Monopolar.....	21
3.5.2.2	Técnica Bipolar.....	22
3.6	Avaliação da Composição Corporal.....	22
4	Estado da Arte Sobre Estimulação Elétrica.....	25
5	Materiais e Métodos.....	29
5.1	Descrição do Estimulador FES/PEB.....	29
5.2	Protocolo Experimental.....	31
5.3	Amostra do Estudo.....	31
5.4	Fase I - Investigação de Variáveis para Estimativa de Corrente da FES....	32
5.4.1	Avaliação Antropométrica.....	32
5.4.2	Estimulação Elétrica.....	33
5.4.3	Medição de Ângulos.....	35

5.5	Fase 2 – Estimativa dos Pulsos de Corrente da FES.....	36
5.5.1	Avaliação Antropométrica.....	36
5.6	Processamento e Análise dos Sinais	37
6	Resultados.....	40
7	Discussão.....	53
8	Conclusão	58
	Referências	59
	Anexo I Permissões para Utilização de Figuras.....	66

LISTA DE NOMENCLATURAS

ADP - Adenosina Difosfato
AGB - Área de Gordura do Braço
AMB - Área Muscular do Braço
AngMáx - Ângulo Máximo de Flexão
APB - Área Percentual de Gordura do Braço
ATB - Área Transversa do Braço
ATP - Adenosina Trifosfato
AVC - Acidente Vascular Cerebral
BIA - Bioimpedância
CA - Corrente Alternada
CC - Corrente Contínua
CP - Corrente Pulsada
DEXA - Absortometria Radiológica de Dupla Energia
EMQ - Erro Médio Quadrático
Erro_{relMAX} - Erro Relativo Máximo
FES - Estimulação Elétrica Funcional
HVPC - Corrente Pulsada de Alta Voltagem
IMC - Índice de Massa Corporal
I_{pico} - Maior Valor de Corrente
LIB - Laboratório de Instrumentação Biomédica
NMES - Estimulação Elétrica Neuromuscular
PEB - Programa de Engenharia Biomédica
Pi - Fosfato Inorgânico
SNC - Sistema Nervoso Central
TENS - Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea
TES - Estimulação Elétrica Transcutânea

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO

Desde o século XIII sabe-se que a promoção de contração muscular pode ser feita por meio de aplicação de corrente elétrica sobre o músculo ou nervos. Sua utilização para produzir movimentos através da estimulação de músculos humanos paralisados, entretanto, só foi possível a partir da segunda metade do século XX (VANDERTHOMMEN *et al.*, 2007). O desencadeamento de potencial de ação nervoso, por meio de estimulação elétrica aplicada por eletrodos de superfície (trancutâneos) ou invasivos (percutâneos), a fim de promover uma contração muscular e, conseqüentemente, movimentação do segmento estimulado é denominada genericamente de estimulação elétrica neuromuscular.

Atualmente a estimulação elétrica neuromuscular é utilizada amplamente em clínicas de reabilitação e em pesquisas clínicas. Dependendo da condição clínica do nervo e do músculo que recebe sua inervação, a estimulação elétrica neuromuscular é utilizada em diversas situações, como para a preservação da massa muscular (medida preventiva) (GIBSON *et al.*, 1998) ou na recuperação do trofismo muscular em pacientes que ficaram longo tempo sem movimentar o segmento afetado (GLINSKY, *et al.*, 2007) para melhorar a função muscular após Acidente Vascular Cerebral (AVC) (POWELL, *et al.*, 1999; GLANZ, *et al.*, 1996); em adultos e atletas (BABAULT, *et al.*, 2007); e também em crianças com paralisia cerebral (AL-ABSULWAHAB, *et al.*, 2009; PIERCE, *et al.*, 2004). Apesar do previamente exposto, os padrões de estimulação elétrica utilizados nestes estudos não consideraram as características individuais dos sujeitos.

A estimulação elétrica neuromuscular artificial apresenta algumas diferenças com relação a estimulação elétrica fisiológica (MAFFIULETTI, 2010). A primeira gera menor força de contração, pode ser dolorosa, não produz contrações finas, recruta unidades motoras de forma síncrona, recruta primariamente unidades motoras maiores, é seletiva para fibras do tipo IIb (de contração rápida) e a fadiga muscular acontece de forma mais rápida. O desconforto gerado durante a aplicação da técnica e o recrutamento de unidades motoras ocorrendo de forma superficial e incompleta, são fatores relacionados com o parâmetro de intensidade de corrente.

A fim de deixar a técnica mais aceitável para os usuários, MAFFIULETTI (2010) sugeriu a necessidade de mais pesquisas que investiguem melhores parâmetros de intensidade de corrente, duração e frequência de pulso com o propósito de minimizar o desconforto e maximizar o recrutamento espacial. Alguns dos problemas em se utilizar a eletroestimulação na prática clínica são a falta de padronização, a subjetividade e o empirismo que envolve a escolha dos parâmetros do eletroestimulador. Caracterizar um padrão de estimulação elétrica que seja sujeito-dependente, isto é, que seja embasada em características antropométricas do indivíduo avaliadas de forma não invasiva, além de favorecer a obtenção destas variáveis na prática clínica, também poderá trazer cientificidade e eficiência ao método, evitando a estimulação baseada em acertos e erros. A literatura vigente carece de estudos que tratem dessa questão (MAFFIULETTI *et al.*, 2008). Embora exista uma série de corrente terapêuticas utilizadas na prática clínica (ROBERTSON, *et al.*, 2009), o profissional da área de saúde, mesmo que cada corrente tenha certa especificidade, não sabe como ajustar adequadamente os parâmetros dessas correntes para melhor atender as necessidades do paciente. O presente estudo insere-se nesse contexto, investigando o uso de variáveis antropométricas na determinação da intensidade da estimulação elétrica neuromuscular necessária à obtenção de certa angulação articular.

1.1 Objetivo Geral

O presente trabalho busca verificar a relação de características antropométricas de sujeitos saudáveis na quantificação da intensidade de corrente de um equipamento de Estimulação Elétrica Funcional (FES) usada para realizar movimentos de flexão da articulação do cotovelo.

1.2 Objetivos Específicos

Para a obtenção do objetivo geral, foram estipulados os seguintes objetivos específicos:

- Numa primeira etapa (Fase I), obter um banco de dados de movimentos de flexão do cotovelo, expresso por sinais de goniometria, e de pulsos de corrente aplicados para causar esses movimentos;

- Correlacionar os dados antropométricos coletados com os sinais de goniometria e com a magnitude dos pulsos de corrente;
- Na segunda fase (Fase II), obter outro banco de dados com sinais de goniometria e pulsos de corrente, relacionados com o movimento de flexão da articulação do cotovelo, sendo estes últimos dependentes da melhor característica antropométrica dos sujeitos verificada na primeira fase do estudo.

CAPÍTULO 2

2 FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS

2.1 Composição Estrutural do Músculo Estriado Esquelético

A composição do músculo esquelético é feita por diferentes tipos de tecidos, tais como células musculares, tecidos nervosos, sangue e vários tecidos conjuntivos. Estes tecidos (Figura 1) apresentam as denominações de endomísio, perimísio e epimísio, recobrendo uma fibra muscular, um grupo de fibras musculares e todo o músculo, respectivamente. Essas camadas de tecido conjuntivo permitem que a força de contração gerada por cada fibra individualmente atue sobre o músculo, assim como atuam na contenção ou limitação da extensibilidade muscular. (NELSON, *et al.*, 1999; LIEBER, 2002; PURSLOW, 2010).

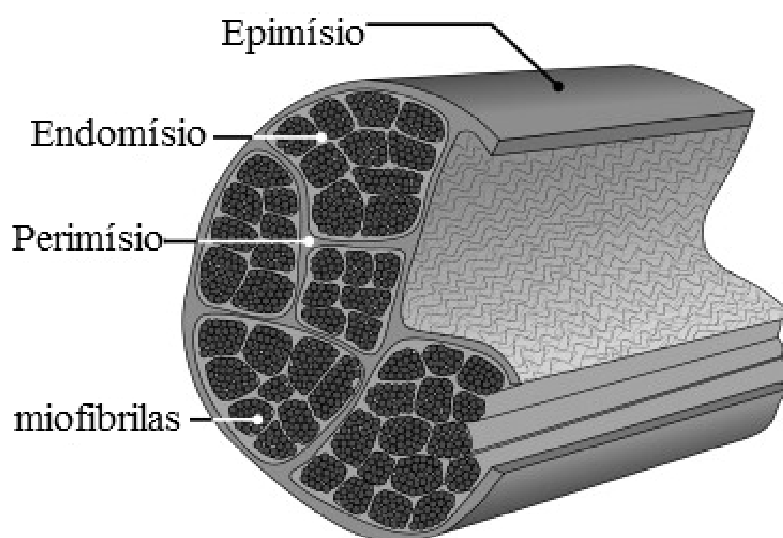


Figura 1 – Diagrama esquemático do músculo estriado esquelético onde podem ser vistos o tecido conjuntivo (Epimísio, Endomísio e Perimísio), as fibras musculares e as miofibrilas. Adaptado de PURSLOW (2010) com permissão de Elsevier.

Cada fibra muscular é composta por várias miofibrilas. Estas possuem quatro proteínas principais: miosina (filamentos grossos), actina (filamentos finos), tropomiosina e troponina. Os filamentos estão dispostos de forma longitudinal e organizados simetricamente e paralelamente à fibra muscular. As subdivisões das

miofibrilas são denominadas sarcômeros (Figura 2). O número total de sarcômeros dentro da miofibrila depende do comprimento e do diâmetro da fibra muscular (LIEBER, 2002). A distribuição dos filamentos de actina e miosina variam ao longo do sarcômero. As faixas mais extremas e mais claras do sarcômero, chamadas banda I, contêm apenas filamentos de actina. Dentro da banda I existe uma linha, denominada linha Z, que corresponde a várias uniões entre dois filamentos de actina. A faixa central, mais escura, é chamada banda A, cujas extremidades são formadas por filamentos de actina e miosina sobrepostos. Dentro da banda A existe uma região mediana mais clara – a banda H – que contém apenas miosina. Um sarcômero compreende o segmento entre duas linhas Z consecutivas e é a unidade contrátil da fibra muscular, pois é a menor porção da fibra muscular com capacidade de contração e distensão.

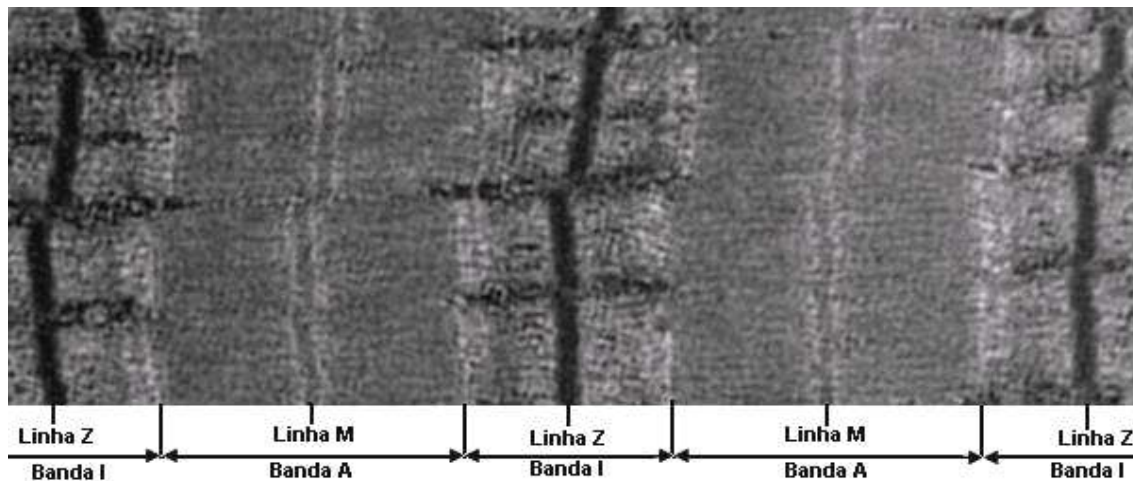


Figura 2 - Imagem de microscopia eletrônica de uma seção longitudinal fina de tecido esquelético humano apresentando várias miofibrilas, cada uma com o padrão de bandas distintas de sarcômeros individuais. Adaptado de HOWARD (2011), sob a licença de domínio público.

2.2 O Processo de Contração Muscular

Existem algumas estruturas presentes na fibra muscular que participam do processo de contração muscular. São elas: sarcolema, sarcoplasma, retículo sarcoplasmático, miofibrilas e sarcômero. Os três primeiros são, respectivamente, a membrana celular, o citoplasma e o que seria o retículo endoplasmático liso, porém na fibra muscular.

Para que ocorra a contração muscular é necessário que haja um estímulo que se inicia com a despolarização da fibra nervosa no sistema nervoso central (SNC). Quando

este estímulo (impulso nervoso) chega ao botão terminal do axônio, ocorre a entrada de íons cálcio no interior do botão sináptico e liberação de neurotransmissores presentes em vesículas dentro do botão sináptico. O neurotransmissor (acetilcolina) se une ao receptor da membrana pós-sináptica (sarcolema), em uma região chamada placa motora ou sinapse neuromuscular, propagando o potencial de ação em toda a extensão do sarcolema, dando início ao processo de despolarização da membrana.

O primeiro estágio do potencial de ação é chamado de despolarização, momento em que a fibra muscular fica subitamente permeável aos íons sódio, tornando-se carregada positivamente no seu interior. Quando esse estímulo atinge o retículo sarcoplasmático, por meio de invaginações da membrana plasmática, chamadas de túbulos transversais (Figura 3), ocorre a liberação de íons cálcio ali presentes. Quando estes íons cálcio entram em contato com as miofibrilas, ocorre o desbloqueio dos sítios de ligação da actina, permitindo a ligação da miosina e assim iniciando o processo de contração muscular. O fim da contração acontece quando o estímulo nervoso chega ao fim, assim a fibra muscular torna-se internamente mais negativa, estágio conhecido como repolarização (COSTILL e WILLMORE, 2001).

Ligados à miosina estão adenosina difosfato (ADP) e fosfato inorgânico (Pi) e, assim que a molécula de miosina liga-se à molécula de actina, processo denominado de pontes cruzadas, a miosina puxa a actina em direção ao centro do sarcômero, fazendo com que ocorra o encolhimento do mesmo. Durante esse processo ocorre liberação de ADP e Pi e isso faz com que haja a formação de adenosina trifosfato (ATP), esta se liga a miosina fazendo com que a cabeça da miosina retorne à posição inicial. Esse processo se repete conforme haja necessidade (HAMILL e KUNTSEN, 1999).

A repolarização acontece porque ocorre um rebombeamento de íons cálcio de volta para o retículo sarcoplasmático. Grande quantidade desses íons no sarcoplasma faz com que haja a contração muscular. Em contrapartida, pouca quantidade desse íon faz com que haja relaxamento muscular (KANDEL, 2003; JURKAT-ROTT, *et al.*, 2006; BEAR, 2008).

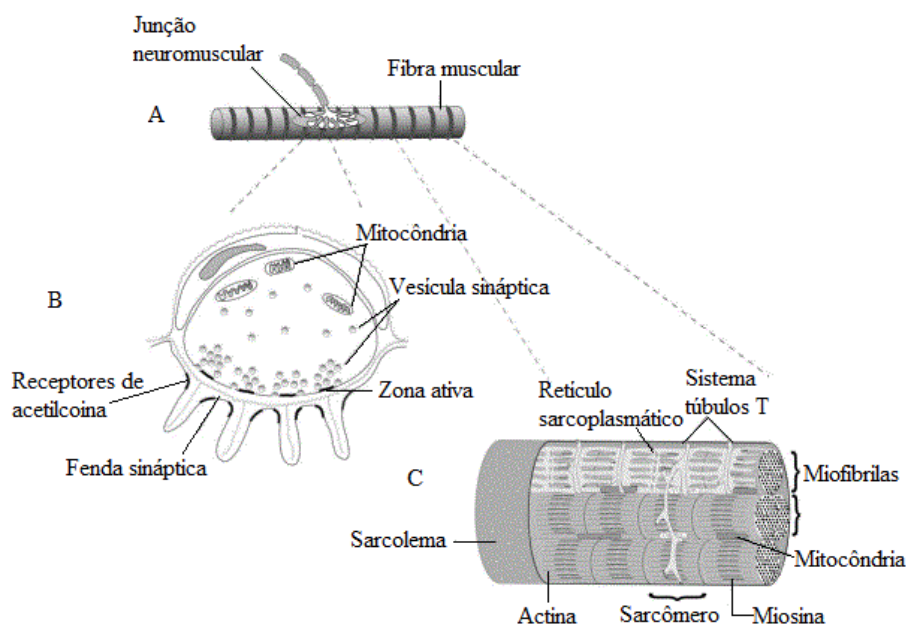


Figura 3 – Representação esquemática do sistema neuromuscular. A: Junção Neuromuscular. B: Moléculas de acetilcolina difundindo-se até a vesícula sináptica, onde ocorrerá liberação de íons Ca^{+} e conseqüentemente mudanças no potencial da membrana muscular. C: A despolarização muscular disparada pela liberação de íons Ca^{+} , desencadeia uma cascata de eventos que termina com a contração muscular.

Adaptado de KO *et al.* (2001) com permissão de Elsevier.

Uma unidade motora é composta por um motoneurônio (com seu axônio e dendritos), por placas motoras e por fibras musculares inervadas por ele. Músculos pequenos possuem unidades motoras com poucas fibras musculares, já músculos grandes possuem unidades com muitas fibras musculares (HENNEMAN, *et al.*, 1965; ROBERTSON, *et al.*, 2009). Os tipos de fibras musculares de uma unidade motora específica são do mesmo tipo, isto é, de contração lenta ou de contração rápida, sendo que a proporção de diferentes unidades motoras, como de fibras, varia entre músculos (ROBERTSON, *et al.*, 2009). É exatamente o número de unidade motora presente em um músculo que faz com que o movimento seja mais fino ou mais grosseiro, processo este denominado razão de inervação. A razão de inervação é baixa quando muitas fibras musculares são inervadas por um único motoneurônio, ao passo que a razão se torna maior quando um motoneurônio inerva poucas fibras musculares (MIERZEJEWSKA-CELICHOWSKA, *et al.*, 2011).

2.3 Período Refratário

Imediatamente após o potencial de ação, a fibra nervosa não pode transmitir um segundo potencial, esse período chama-se período refratário (NELSON *et al.*, 1999).

Período no qual nenhuma quantidade de despolarização aplicada externamente pode iniciar uma segunda resposta. O período refratário divide-se em período refratário absoluto e período refratário relativo. O período refratário absoluto acontece logo após o potencial de ação e dura cerca de 0,8 a 1 ms (KANDEL *et al.*, 2003). No período refratário absoluto os canais de sódio encontram-se inativos, portanto não ocorre outro potencial de ação. O período refratário relativo ocorre logo após o período refratário absoluto e neste momento os canais de sódio encontram-se parcialmente inativos (alguns canais estão abertos) podendo ocorrer o potencial de ação com estímulos supraliminares (estímulo mais forte).

2.4 Estrutura Macroscópica e Função Muscular

A força máxima que pode ser produzida por um músculo é geralmente proporcional à sua área de secção transversa (LIEBER 2000; LITCHEN, 2003). A resposta de uma simples unidade motora a um potencial de ação é chamada de abalo contrátil. O músculo se contrai e logo volta ao seu estado de repouso. O período refratário é muito curto no músculo estriado, logo, o músculo pode responder a um segundo estímulo, enquanto ainda perdura a contração correspondente ao primeiro. Essa superposição de estímulos é chamada somação. Se ocorrer mais de um impulso antes que o músculo relaxe, o músculo não retorna ao seu estado inicial, pois há uma somação das forças produzidas por cada impulso. O valor de 1 Hz de pulso produz uma resposta de contração isolada, neste caso há tempo de ocorrer o relaxamento. Se ocorrer o aumento da frequência de alguns Hz, as fibras musculares não têm tempo para relaxar completamente entre os pulsos e assim o período refratário é ainda menor. Em uma frequência aproximada de 30 Hz há pequenas ondulações no gráfico de força, fenômeno este descrito como tetania parcial. Entre 30 e 40 Hz, as ondulações desaparecem e a força de contração alcança um platô e a contração é descrita como tetânica. A frequência de fusão depende dos tipos de fibras musculares presentes no músculo.

2.4.1 Somação Espacial e Somação Temporal

A somação temporal consiste em aumento da frequência de ativação de uma mesma unidade motora. A somação espacial é o aumento do número de unidades motoras recrutadas. A força de contração é graduada geralmente pela somação temporal e espacial (KANDEL, 2003; BEAR, 2008).

Em um músculo com inervação normal, a estimulação elétrica artificial provoca contração muscular pela excitação do seu nervo e não pela excitação direta do músculo. Segundo NELSON *et al.* (1999), isso ocorre devido ao limiar de excitação das fibras, isto é, as fibras nervosas possuem limiar de excitação mais baixo, comparado com as fibras musculares.

2.4.2 Velocidade de Condução das Fibras Nervosas

A velocidade de condução do impulso está diretamente relacionada ao diâmetro da fibra nervosa, assim como a presença de bainha de mielina. As fibras nervosas mielinizadas apresentam diâmetro de 12 a 20 μm (fibras largas), 6 a 12 μm (fibras médias) e 1 a 6 μm (fibras pequenas), enquanto as fibras nervosas amielínicas apresentam diâmetro aproximado de 0,2 a 1,5 μm . As velocidades de condução das fibras mielínicas são de 72 a 120 m/s, 36 a 72 m/s e 4 a 36 m/s nas fibras largas, médias e pequenas, respectivamente. As fibras amielínicas apresentam velocidade de condução de 0,4 a 2,0 m/s (KANDEL *et al.*, 2003).

A existência de diferentes tipos de fibras musculares permite que o ser humano execute as mais diversas atividades motoras de uma maneira mais eficiente. As fibras de contração lenta, também chamadas de fibras tipo I, contêm muita mioglobina, apresentando coloração vermelha escura e apresentam velocidade de condução lenta (90 a 140 m/s). São fibras adaptadas para contrações continuadas, predominando em músculos posturais. Seu motoneurônio apresenta diâmetro pequeno e inerva um número pequeno de fibras musculares (ROBERTSON *et al.*, 2009). As fibras de contração rápida, também chamadas de fibras tipo II, são adaptadas para contrações descontinuadas e rápidas devido ao maior diâmetro do motoneurônio e inervação de um maior número de fibras musculares. Contém pouca mioglobina, sendo de cor branca. As fibras de contração rápida se subdividem em fibras de alta resistência ou fibras tipo IIA e fibras de alta resistência ou tipo IIB (SCOTT *et al.*, 2001). Fibras IIA possuem características contráteis rápidas, ou seja, se contraem rapidamente (40 a 90 m/s), mas são dotadas de características metabólicas semelhantes às fibras de contração lenta. Possuem uma capacidade oxidativa razoável, inferior a das fibras de contração lenta, mas podendo aumentá-la consideravelmente com o treinamento. Fibras IIB são chamadas de verdadeiras fibras de contração rápida pela velocidade de contração (40 a 90 m/s) e por possuírem um baixo caráter oxidativo e um alto potencial para o

fornecimento de energia de curta (1 a 50 s) e média (1 a 3 min) duração (KITCHEN, 2003). São recrutadas apenas durante contração extremamente vigorosa (ROBERTSON *et al.*, 2009).

2.4.3 Receptores musculares

Os fusos neuromusculares são mecanoreceptores sensoriais presentes no ventre muscular. Detectam mudança de comprimento do músculo.

Essas estruturas estão dispostas paralelamente à musculatura extrafusil na qual o fuso está inserido (Figura 4). Divide-se funcionalmente em região polar, extremidade do músculo (parte contrátil) e região equatorial, centro do músculo (parte não contrátil). O alongamento total da musculatura faz com que haja um aumento de tensão na porção equatorial do fuso, ativando os receptores ali presentes. Entretanto, mesmo se não houver alongamento total muscular, a região equatorial pode ser ativada por contrações que ocorrem na zona polar do fuso, que por sua vez são ativadas por pequenas mudanças no comprimento do músculo. Por outro lado, quando ocorre contração das fibras musculares extrafusais, as fibras do fuso muscular reduzem sua ativação (KANDEL, 2003, BEAR, 2008).

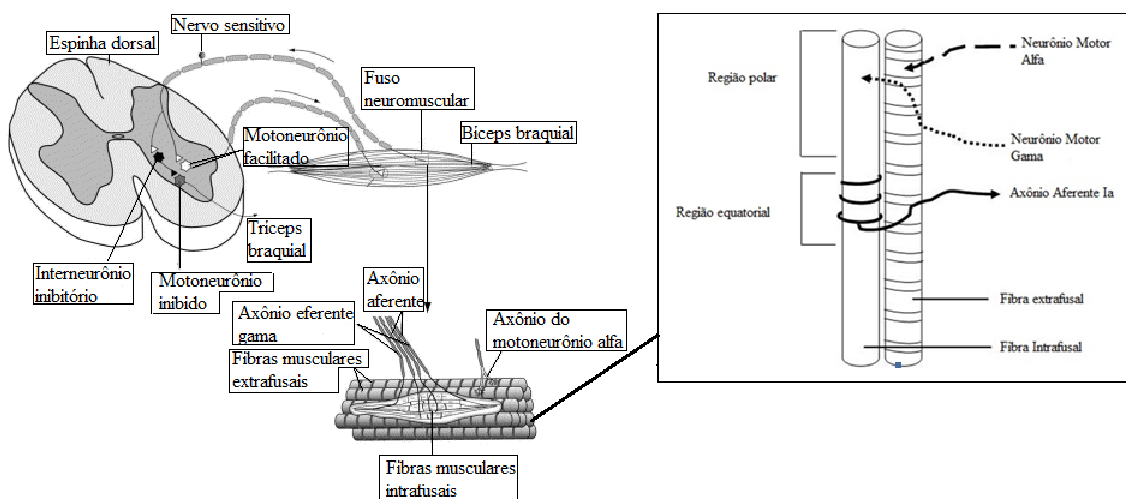


Figura 4 – Esquemático do fuso neuromuscular. Lado esquerdo: O alongamento do bíceps braquial (flexor) ativa o fuso muscular e gera impulsos elétricos no nervo sensitivo, o qual facilita o motoneurônio desse músculo, causando contração do bíceps. O neurônio sensorial também ativa o interneurônio inibitório, este tem a função de inibir o motoneurônio que vai para o tríceps braquial (extensor). Isso ocasiona contração da musculatura flexora e relaxamento da musculatura extensora. Lado direito: esquema ampliado do fuso neuromuscular, com as fibras extrafusais à direita e intrafusais à esquerda. Adaptado de MIGUEL (2011) com permissão e de KO (2001) com permissão de Elsevier.

Os receptores sensoriais ou aferentes estão divididos em Ia (tônicos e fásicos), que apresentam limiar de excitação mais baixo e II, que apresentam limiar de excitação maior. A variação na intensidade, tensão, frequência de estímulo, além do comprimento original da fibra muscular antes da aplicação do estímulo, irão determinar qual receptor sensorial dentro do fuso está disparando. Os receptores Ia tônicos e II são receptores de comprimento e, portanto, respondem a alterações de comprimento que ocorrem na porção não contrátil do fuso. Os receptores fásicos Ia respondem a alterações de velocidade e comprimento. Quando os receptores fásicos ou tônicos Ia são excitados, sua resposta será uma facilitação monossináptica do músculo agonista, levando à facilitação deste e de seus sinergistas e inibição dos antagonistas e seus sinergistas (UMPHRED, 1994; KO, 2001).

A fibra nervosa aferente Ia presente na região equatorial do fuso, dirige-se para a medula. Lá, faz sinapse excitatória com o motoneurônio que irá inervar o músculo de onde partiu a fibra nervosa aferente Ia. Faz, também, sinapse excitatória com o motoneurônio alfa que inerva os músculos sinergistas da musculatura de onde partiu a fibra. Também faz sinapse inibitória com o interneurônio inibidor Ia, que, por sua vez, faz sinapse com o motoneurônio alfa que inerva o músculo antagonista ao movimento que se está desejando. Esse processo de facilitação dos neurônios da musculatura agonista e sinergista e inibição do neurônio da musculatura antagonista é chamado de inibição recíproca, sendo essencial para o controle motor.

Os Órgãos Tendinosos de Golgi são também mecanoreceptores presentes nas interseções músculo-tendíneas, tanto proximais quanto distais. São ativados quando ocorre tensão extrema sobre os tendões. São inervados por fibras aferentes do tipo Ib que se dirigem à medula, onde fazem conexão com motoneurônios somente através de interneurônios (Figura 5). Assim, os receptores aferentes Ib são excitados a partir da deformação do órgão de Golgi (estiramento ou contração). Na medula, os interneurônios inibidores agem sobre o motoneurônio alfa, destinado ao músculo de origem e seus sinergistas. Os interneurônios excitadores atuam sobre os antagonistas. Todo esse processo recebe o nome de inibição autógena (UMPHRED, 1994; GUYTON, 1998). O equilíbrio entre esses dois processos (inibição recíproca e inibição autógena) é importante para o controle dos movimentos.

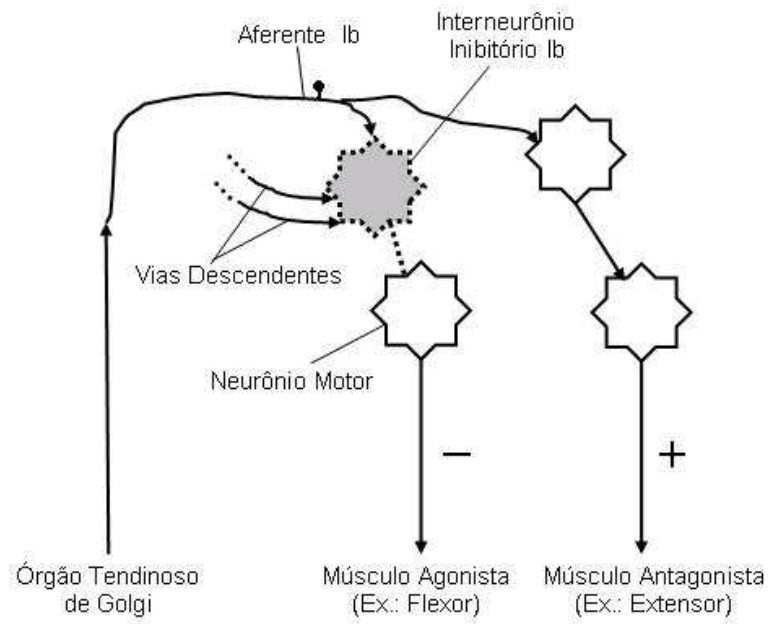


Figura 5 – Órgão Tendinoso de Golgi. Inibição da musculatura agonista e excitação da musculatura antagonista. Retirado de MIGUEL (2011) com permissão.

CAPÍTULO 3

3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

No final do século XVIII, Luigi Galvani concluiu que músculos das pernas de rãs, presas com suportes metálicos, sofriam forte contração quando se produziam descargas elétricas nas proximidades. Anos mais tarde, provocou contrações nos músculos de rãs por emprego de dois metais diferentes. Galvani não conseguiu explicar o fenômeno, imaginando que fosse inerente a natureza animal. A partir disso, experiências com estimulação elétrica muscular começaram a ser desenvolvidas.

Segundo WILDER *et al.* (2002), o precursor da FES foi Liberson e colaboradores (LIBERSON *et al.*, 1961b; LAGHI, 2009a) que a utilizou na correção do pé caído de pacientes que teriam sofrido lesão do neurônio motor superior. Neste primeiro estudo os parâmetros utilizados foram a duração de pulso de 20 a 250 μ s, frequência de 10 a 100 Hz, e valor máximo de corrente de 90 mA, por meio de eletrodos de superfície.

3.1 Descrição das Correntes Utilizadas em Eletroestimulação

As correntes terapêuticas se dividem em três: corrente contínua (CC) (Figura 6), corrente alternada (CA) (Figura 6) e corrente pulsada (CP) (Figura 6 e Figura 7) (NELSON *et al.*, 1999; ROBERTSON *et al.*, 2009).

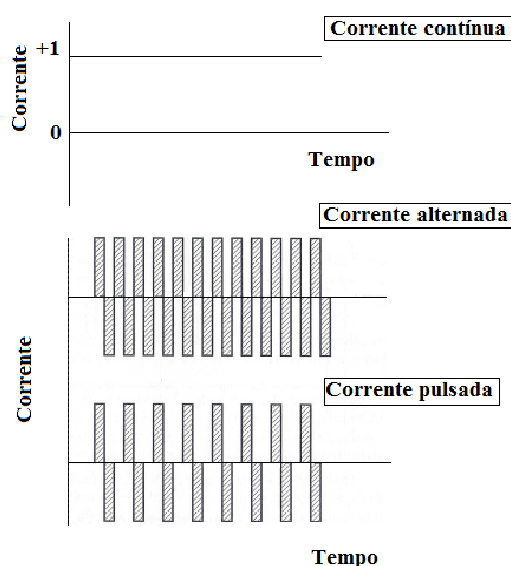


Figura 6 – Exemplos de correntes terapêuticas. Corrente contínua (acima), alternada (meio) e pulsada bifásica simétrica (abaixo).

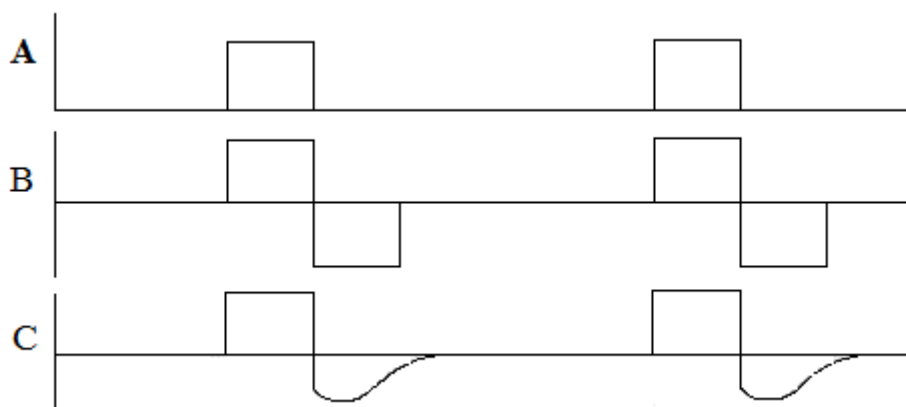


Figura 7 – Tipos de correntes pulsadas terapêuticas. Corrente pulsada monofásica (A), corrente pulsada bifásica simétrica (B) e corrente pulsada bifásica assimétrica (C).

Em eletroestimulação a CC é definida como a corrente na qual o fluxo de elétrons flui em uma direção por 1 segundo ou mais. Na corrente pulsada, um pulso pode ser único ou em série. O pulso em série também é chamado de trens de pulsos (*train of pulses*) ou salva (*burst*). Esses pulsos podem ser de forma e duração diferentes, sendo curtos, quando são menores que 1 ms, ou longos, quando são maiores que este valor. A corrente pulsada consiste em uma série inteira de pulsos unidirecionais separados por um intervalo de tempo. Os pulsos podem ser simétricos ou assimétricos e estes podem ainda ser equilibrados e desequilibrados. Na corrente alternada o fluxo de elétrons flui primeiro em uma direção e depois em outra promovendo alterações na forma de onda.

O fluxo unidirecional de corrente é uma característica da corrente contínua, onde a polaridade da corrente pode ser tanto positiva quanto negativa. Assim, quando a CC flui através do tecido, ânions se movem do eletrodo carregado negativamente em direção ao eletrodo carregado positivamente, ao passo que cátions se movem na direção oposta. Dessa forma, quando se utiliza uma CC no tecido por meio de eletrodos, haverá acúmulo de íons sob os eletrodos. Ao se utilizar uma CA este acúmulo pode não acontecer, pois haveria o cancelamento das cargas resultantes. A quantidade de carga que se movimenta em cada direção pode ser simétrica ou assimétrica (ROBERTSON *et al.*, 2009). Na corrente monofásica o fluxo de íons migra apenas em uma direção, e na corrente bifásica o fluxo de íons vai e vem entre os eletrodos. Uma situação indesejada da corrente monofásica e bifásica assimétrica é o efeito eletrolítico. Sob os eletrodos há acúmulo de cargas e isto gera uma alteração no pH da interface eletrodo-pele. Assim a área sob o catodo (eletrodo negativo) fica mais alcalina e a área sob o anodo (eletrodo

positivo) mais ácida. Este acúmulo gera desconforto e prurido, principalmente sob o catodo. Se este acúmulo for suficientemente grande pode gerar queimadura química na pele. Se a corrente for contínua ou os pulsos forem monofásicos de alta duração o acúmulo de íons ocorrerá mais rápido. A vantagem fisiológica da estimulação com corrente contínua é a promoção do aumento do fluxo sanguíneo abaixo dos eletrodos. Como esse tipo de corrente é de efeito prolongado, a amplitude da mesma deve ser pequena. É muito utilizada na prática clínica para transferir substâncias através da pele, processo este chamado de iontoforese. Entretanto, a fim de promover proteção tecidual é necessário que quando forem emitidos trens de pulsos no tecido, também sejam aplicados trens de pulsos reversos ou de recuperação, a fim de contrabalançar a carga emitida, não causando lesão no tecido (PECKHAM *et al.*, 2005).

3.2 Estimuladores Elétricos com Controle de Tensão ou Corrente

Um estimulador pode fornecer uma saída de corrente ou tensão controlada. Usualmente os estimuladores fornecem saídas da ordem de alguns miliampéres ou volts (V). Tensão controlada significa que se a impedância do tecido ou da interface tecido-eletrodo ou de ambos for modificada, a corrente também mudará, mas a tensão continuará com os valores desejados. De forma recíproca, se o estimulador for de corrente controlada, qualquer mudança relacionada à impedância, mudará apenas a tensão. Os estimuladores ditos de alta-voltagem (*high-voltage stimulators*) emitem saídas com valores máximos em torno de 150 V e os estimuladores de baixa voltagem (*low-voltage Stimulators*) emitem 100 V ou menos (KITCHEN, 2003).

A vantagem de um estimulador de tensão controlada é que ocorre a diminuição da corrente quando o tamanho do eletrodo é reduzido ou se perde o contato do mesmo com a pele, dessa forma não se causa danos teciduais ao paciente. Já a desvantagem é que em uma situação de aumento inesperado do contato do eletrodo com a pele há um súbito aumento da magnitude da corrente (corrente fica localizada em um espaço pequeno), devido à diminuição da impedância e, conseqüentemente, um aumento do nível da estimulação. A vantagem de um estimulador de corrente controlada é um nível mais consistente de estimulação, visto que a corrente estipulada chega ao tecido independente da impedância da pele. Sua desvantagem está relacionada com o tamanho

do eletrodo, isto é, diminuição no tamanho efetivo do eletrodo (redução na área de contato do eletrodo com a pele) a corrente fica concentrada em um espaço menor, resultando em desconforto e até queimadura tecidual (NELSON *et al.*, 1999).

3.3 Tipos de Estimulação

Esta seção abordará os principais tipos de estimuladores existentes no mercado nacional e internacional, assim como suas principais características, vantagens e desvantagens.

A forma utilizada para descrever as correntes supracitadas (direta, alternada e pulsada) é dita como sistema de corrente descritivo, porém há outra forma mais usada clinicamente chamada de sistema de corrente nomeada. Neste sistema, cada tipo de corrente tem um conjunto de parâmetros subentendidos (ROBERTSON *et al.*, 2009).

Todos os estimuladores que promovem estimulação com eletrodos não invasivos, usados na prática clínica, são classificados como de estimulação elétrica transcutânea (TES – do inglês *Transcutaneous Electrical stimulation*). Esses equipamentos fornecem estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS – do inglês *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*) porque conduzem corrente pulsada através de eletrodos de superfície, causando excitação do nervo periférico e, por conseguinte, do músculo correspondente. A minoria dos equipamentos compreende os estimuladores que fornecem corrente/tensão por eletrodos de superfície, mas não excitam o nervo periférico para que haja contração, promovendo somente estímulos sensitivos, sendo classificados como subliminares ou não perceptivos (NELSON *et al.*, 1999).

Estimuladores TENS usados com finalidade de treinamento neuromuscular são chamados de estimuladores elétricos neuromusculares (NMES – do inglês *Neuromuscular Electrical Stimulators*). Estes, geralmente, são mais potentes que os aparelhos convencionais de TENS (NELSON *et al.*, 1999) e são capazes de fornecer maior saída de corrente/tensão. A importância disso se dá devido à necessidade de estimulação de grandes grupos musculares.

Os estimuladores que apresentam corrente contínua e alguns que apresentam corrente pulsada, chamados de farádico e diadinâmico, pertencem ao grupo de estimuladores de baixa tensão (NELSON, *et al.*, 1999).

Os estimuladores farádicos caracterizam-se por apresentação de pulsos assimétricos bifásico de duração da fase em torno de 1 ms (NELSON *et al.*, 1999). A forma de onda assimétrica encontrada nesse tipo de estimulador não apresenta vantagens clínicas ou fisiológicas quando comparada com a forma de onda bifásica simétrica e monofásica. Os parâmetros usados para designar a corrente farádica estão dentro da faixa de valores utilizados para estimular o músculo inervado (ROBERTSON *et al.*, 2009).

Nos estimuladores diadinâmicos a forma de onda é composta de pulsos senoidais, com frequência de 100 Hz. Em alguns casos esta corrente senoidal também pode ser retificada em meia onda ou onda completa e neste caso a frequência de estimulação é o dobro da frequência original. A estimulação diadinâmica promove resposta excitatória, mas quando retificada torna-se tão dolorosa quanto a CC (NELSON *et al.*, 1999).

Os estimuladores elétricos que recebem o nome de interferencial apresentam em sua saída uma forma de onda resultante da soma de duas senoides de frequências próximas. Essa nova onda formada são trens de pulsos com amplitude variada (NELSON *et al.*, 1999).

Os estimuladores de corrente alternada que apresentam um pulso senoidal (da ordem de 2500 Hz) seguido de um intervalo de 10 ms são chamados de estimuladores de corrente Russa (NELSON *et al.*, 1999). Na corrente Russa o pulso de estimulação dura aproximadamente 400 μ s, um tempo muito menor do que o do intervalo entre pulsos. É esta a característica que torna a estimulação confortável e seu uso incentivado por alguns autores (WARD *et al.*, 2002). Na corrente diadinâmica, por exemplo, o intervalo entre pulsos é da ordem de 10 ms (retificado de meia onda), mas a fase de estimulação é da mesma ordem de duração o que torna este tipo de estimulação dolorosa.

Os estimuladores conhecidos como corrente pulsada de alta voltagem (HVPC - do inglês *High-voltage Pulsed Current*) apresentam corrente pulsada monofásica com duração de fase de 5 a 20 μ s e 2 valores de corrente da ordem de 2000 a 2500 mA. A excitação do nervo periférico só acontece porque a amplitude de corrente é alta, assim como a tensão, já que a duração de fase é muito pequena. A estimulação é confortável devido à combinação de pulsos curtos e altos valores de corrente.

3.4 Contração voluntária X Contração Induzida Eletricamente

Existem algumas diferenças entre a contração induzida eletricamente e a contração muscular fisiológica. A estimulação elétrica induzida eletricamente é caracterizada como sendo menos fisiológica, gera menor força de contração, pode ser dolorosa, não produz contrações finas, o recrutamento das unidades motoras é síncrona, há recrutamento primeiramente de unidades motoras de maior diâmetro, é seletiva para fibras do tipo IIb e a fadiga muscular acontece de forma mais rápida.

Fisiologicamente, pelo princípio do tamanho, há primeiramente recrutamento de unidades motoras de menor diâmetro, lentas, para depois haver o recrutamento de unidades motoras de maior diâmetro, rápidas. Na estimulação elétrica artificial este princípio acontece de forma reversa, isto é, primeiro há o recrutamento de unidades motoras de contração rápida (maior diâmetro) para somente depois haver recrutamento de unidades motoras de contração lenta (menor diâmetro). De acordo com Gregory *et al.*, (2005), essa mudança ocorre por dois motivos: Os axônios das unidades motoras de maior diâmetro oferecem menor resistência à passagem de corrente e, portanto, a condução do potencial de ação é mais rápido e também porque axônios de unidades motoras de maior diâmetro inervam fibras musculares de contração rápida e estas são mais fadigáveis. Entretanto, isto acontece com estimulação elétrica diretamente no nervo motor, de forma percutânea. Outros autores, porém, acham que não há evidências quanto à reversibilidade do princípio do tamanho.

Fibras musculares são mais facilmente fadigáveis quando a contração é induzida eletricamente, isto ocorre porque não há alternância das unidades motoras durante a contração (forma síncrona). Fisiologicamente, as unidades motoras que são ativadas inicialmente são compensadas por novas unidades motoras antes de se fadigarem, isto não ocorre com fibras estimuladas artificialmente. E também porque unidades motoras ativadas por estimulação elétrica artificial não possuem baixa frequência de disparo, fato este que ocorre com a estimulação elétrica voluntária. Ambos os fatores são responsáveis pelo aumento da fadiga em estimulação elétrica induzida artificialmente.

Fatores anatômicos também interferem na localização das unidades motoras. Segundo KNIGHT *et al.* (2005) no músculo vasto lateral as unidades motoras de maior diâmetro estão localizadas na região superficial do músculo. Logo, a distância entre o

axônio e o eletrodo de estimulação seria menor, ocorrendo ativação das unidades motoras de maior diâmetro antes das unidades motoras de menor diâmetro.

3.5 Eletrodos

A corrente é entregue ao tecido nervoso por meio de eletrodos. Estes podem ser de superfície ou transcutâneos, percutâneos e implantados (Figura 8). Os Eletrodos de superfície são posicionados sobre a pele, tanto o catodo quanto o anodo. Nos eletrodos percutâneos, o anodo é posicionado sobre a pele e o catodo sobre o músculo a ser estimulado. Os eletrodos implantados são arranjados diretamente sobre o músculo a ser estimulado juntamente com o estimulador, com o catodo localizando-se sempre perto do ponto motor (PECKHAM *et al.*, 2005).

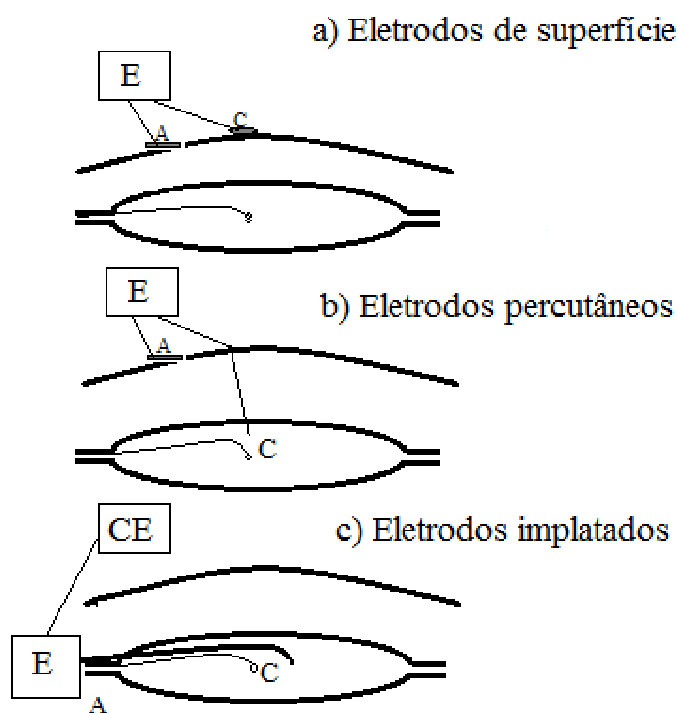


Figura 8 - Tipos de eletrodos. E: Estimulador; A: Anodo; C: Catodo; CE - Controle Externo. Observar que o catodo localiza-se sempre perto do ponto motor.

A interface eletrodo-pele é um importante fator a ser considerado ao longo do uso de eletrodos para estimular o nervo periférico. O gel condutor é utilizado com o objetivo de diminuir a alta resistência da pele, que é constituída em grande parte por queratina e tecido sebáceo. Dessa forma, a condutibilidade da área abaixo do eletrodo é aumentada. Este meio condutivo deve cobrir toda a extensão do eletrodo de forma uniforme e não excessiva para não causar escoamento e perda de aderência. Com certo tempo de estimulação, a condutibilidade cutânea pode diminuir devido ao ressecamento

e perda de contato dos eletrodos e assim a impedância da pele se torna aumentada. O contrário também é verdadeiro, isto é, ao longo da eletroestimulação a condutibilidade da pele pode aumentar devido ao pressionamento dos eletrodos contra a pele e sudorese aumenta na área abaixo do eletrodo e isso faz com que haja uma redução na impedância da pele. Os equipamentos de estimulação elétrica com corrente constante têm a vantagem de manterem a mesma corrente independente de alterações com eletrodos e pele (ROBERTSON *et al.*, 2009), evitando dessa forma efeitos indesejáveis.

A maioria dos eletrodos utilizados na prática clínica para eletroestimulação neuromuscular são de borracha siliconada impregnada com carbono (borracha condutora) ou auto-adesivos. Entretanto, existem também os eletrodos de metal e de esponja embebidas em soluções eletrolíticas. Os eletrodos de borracha condutora são flexíveis, devido à mistura com silicone e borracha sintética. Nesse tipo de eletrodo a densidade de corrente (quantidade de carga elétrica por unidade de tempo que passa em determinada área) é maior no centro do mesmo, porque esta é a região por onde passa o fio metálico. Os eletrodos auto-adesivos são práticos, podendo ser reutilizáveis, são confortáveis para os pacientes e possuem ótima aderência à pele, não perdendo a aderência durante a contração muscular. Os eletrodos de metal apresentam uma menor resistividade em comparação com os de carbono, entretanto são bastante desconfortáveis para os pacientes. Eletrodos feitos de esponja de borracha embebidas em solução eletrolítica com base metálica são ótimos condutores, de baixo custo e duráveis (NELSON *et al.*, 1999).

3.5.1 Tamanho e Posicionamento dos Eletrodos

Eletrodos com grande área de superfície farão com que a corrente fique dispersa numa área maior, já eletrodos de tamanho pequeno fazem com que a corrente fique localizada de forma bastante focal. Por isso, o eletrodo de menor tamanho (também chamado de eletrodo ativo) deve ser posicionado na região exata que se deseja estimular, e o eletrodo maior, também chamado de referência, deve ser posicionado na região aonde os efeitos da estimulação devem ser menores. A distância entre os eletrodos também altera a densidade de corrente nos tecidos, isto é, quanto maior for a distância entre os eletrodos menor será a densidade de corrente no tecido. Apesar de existirem alguns padrões para o posicionamento dos eletrodos, NELSON *et al.* (1999) enfatizam que “posicionamento ótimo é metade arte e outra metade ciência”. No

contexto de resposta motora os eletrodos grandes produzem menos sensação dolorosa que os eletrodos pequenos. Isso ocorre porque com o aumento do tamanho do eletrodo, mais unidades motoras podem ser captadas, sendo necessária menos corrente/tensão para a estimulação, o que se traduz em mais conforto para o indivíduo. Por outro lado, eletrodos grandes estimulam fibras musculares de forma menos específica.

3.5.2 Técnicas de Colocação de Eletrodos

As técnicas de colocação de eletrodos usadas na estimulação de corrente direta, corrente pulsada e corrente alternada são a monopolar e a bipolar.

3.5.2.1 Técnica Monopolar

Um dos eletrodos, chamado eletrodo de tratamento ou de estimulação, é colocado na área a ser estimulada, já o outro eletrodo, chamado de eletrodo de não tratamento, dispersivo ou de retorno, fica localizado fora da área de estimulação (Figura 9). Múltiplos eletrodos de tratamento são usados quando se deseja estimulação em vários locais e o aparelho disponibiliza somente um canal (NELSON *et al.*, 1999). Nesta técnica um eletrodo é mais ativo (menor área) que o outro (maior área). Assim, são geradas densidades de corrente desiguais sob cada eletrodo, ficando a corrente “mais concentrada” sob o eletrodo de menor área. Por outro lado, a configuração monopolar é utilizada quando o usuário quer estimular um músculo específico. Músculos relativamente pequenos podem ser estimulados por essa configuração, ao passo que músculos maiores necessitam de eletrodos com maior área (ROBERTSON, *et al.*, 2009).

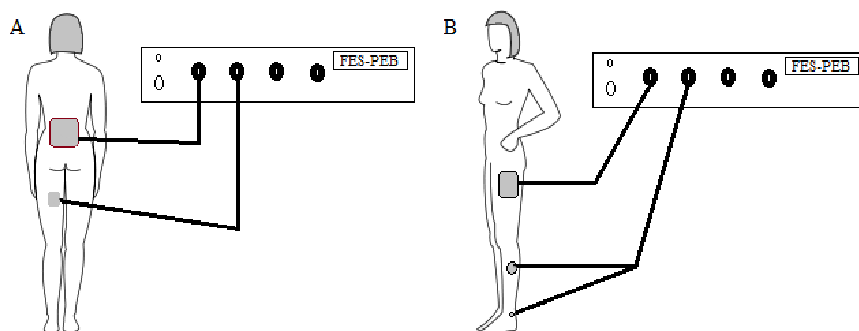


Figura 9 - Técnica monopolar mostrando, em A, método com um eletrodo de tratamento localizado sobre o terço proximal do músculo que se pretende estimular e eletrodo de dispersão localizado sobre a lombar e, em B, método com múltiplos eletrodos de tratamento localizados sobre músculo da perna e tornozelo e eletrodo dispersivo localizado na coxa.

3.5.2.2 Técnica Bipolar

Nessa técnica ambos os eletrodos são posicionados no local que se deseja estimular (Figura 10). Dessa forma, a resposta excitatória será percebida em ambos os eletrodos do circuito. Esse método conta com eletrodos do mesmo tamanho e não utilização de eletrodo dispersivo (NELSON *et al.*, 1999). Neste tipo de configuração a densidade de corrente é igual em ambos os eletrodos. A localização dos eletrodos implica nos nervos motores relevantes estarem no trajeto da corrente entre o par de eletrodos e, assim, poderem ser estimulados (ROBERTSON, *et al.*, 2009).

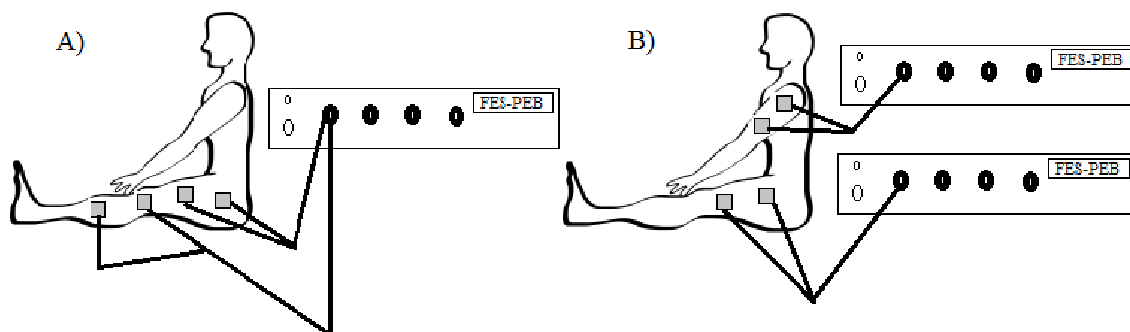


Figura 10 - Técnica bipolar mostrando, em A, a utilização de um canal de estimulação com bifurcação dos fios e, em B, a utilização de dois estimuladores.

3.6 Avaliação da Composição Corporal

As diversas técnicas existentes que objetivam inferir a composição corporal dos sujeitos são classificadas em métodos de avaliação direta, métodos de avaliação indireta e métodos de avaliação duplamente indireta. Exemplo de método direto é a dissecação de cadáveres. Como método indireto os mais usados são a pesagem hidrostática e absorptometria radiológica de dupla energia (DEXA – do inglês *Dual-emission X-ray Absorptiometry*). Como método duplamente indireto (derivado do método direto) há a bioimpedância (BIA – do inglês *Bioelectrical Impedance Analysis*), medidas de dobra cutânea e antropometria. (HEYWARD, 2001).

O método direto é a forma mais precisa de estimação da composição corporal dos indivíduos. Este método analisa a quantidade de massa gorda, massa magra, massa residual e massa óssea dos cadáveres e por meio de análises bioquímicas e histoquímicas se faz a estimativa. Método com desvantagem pois além de se avaliar seres humanos mortos, também requer equipamentos sofisticados e profissionais habilitados (MCARDLE *et al.*, 1998).

A pesagem hidrostática ou densitometria consiste no cálculo da relação da massa pelo volume. O volume é medido por meio do deslocamento do fluido (ar ou água). Este método por anos foi considerado padrão ouro. Esta técnica exige a cooperação do avaliado. Idosos, crianças, pessoas debilitadas fisicamente e com algumas doenças não podem fazer a pesagem hidrostática. Logo, como alternativa utiliza-se o deslocamento de ar em substituição ao deslocamento de água (HEYWARD, 2001).

A DEXA consiste na estimativa da densidade mineral óssea, gordura corporal e massa livre de gordura (KAMIMURA *et al.*, 2003). Por meio da diferença de energia emitida pela fonte de radiação e a sensibilizada pelo detector de energia mede-se a composição corporal do sujeito, esta que é refletida pela quantidade de radiação absorvida pelo corpo ou segmento desejado. Depois que é feita esta diferença de atenuação pelo corpo, forma-se uma imagem de contornos dos tecidos e por meio de um *software* específico faz-se o cálculo dos diferentes componentes corporais (DIESSEL *et al.*, 2000; LASKEY *et al.*, 1996). O método da DEXA é seguro, não exige muita cooperação do avaliado, e leva em consideração a variabilidade interindividual do conteúdo mineral ósseo (a densitometria não considera). A estimativa da composição corporal por este método é dependente do modelo da máquina, da análise escolhida e da versão do *software* utilizado.

A BIA é um método barato, não-invasivo e simples usado na prática clínica para avaliação da composição corporal (FORSLUND *et al.*, 1996; HEYWARD, 2001). Nesta técnica um medidor mensura a impedância do fluxo de corrente que passa através do corpo. A BIA não faz a medida de gordura diretamente, mas sim a medida da quantidade de água extracelular (FOGELHOLM *et al.*, 1997). Tecidos com elevado conteúdo de água apresentam maior capacidade de condutividade elétrica, ao passo que tecidos com baixas concentrações de água apresentam maior impedância à passagem da corrente elétrica. O tecido gorduroso, por ter carência de água, apresenta maior resistência ao fluxo de corrente. Para maior validade do teste deve-se tomar certas precauções durante a aquisição das medidas. Entretanto, não há a necessidade de grande habilidade técnica por parte do avaliador.

O método de dobras cutâneas é um dos métodos indiretos de predição do tecido adiposo. É uma medida da espessura de duas camadas de pele e a gordura subcutânea adjacente. Existem diversas equações (FRISANCHO, 1974; GIGANTE *et al.*, 2001; FRANCHINI *et al.*, 2007; LUNARDI *et al.*, 2008) de estimação da quantidade de tecido gorduroso corpóreo baseado na coleta de dobras cutâneas de diferentes pontos

específicos. A efetividade da técnica é dependente da habilidade do avaliador fazer a mensuração correta e manter a padronização durante o procedimento (HEYWARD, 2001). Pode ser utilizado para medição de tecido adiposo de crianças (LUNARDI *et al.*, 2008), adultos (FRISANCHO, 1974; GIGANTE *et al.*, 2001; POMPEU *et al.*, 2004) e atletas (FRANCHINI *et al.*, 2007). Apesar de não fornecer informação precisa, é bastante utilizado devido a praticidade e baixo custo. As equações utilizadas nas medidas de dobra cutânea têm como referência a pesagem hidrostática (REZENDE *et al.*, 2007).

O equipamento utilizado para as medidas das dobras, o adipômetro, também interfere na qualidade das medidas. Adipômetros de plástico são mais suscetíveis a gerar mais erro de avaliação devido a sua menor precisão, não geração de tensão constante através da faixa medida, e baixa consistência quando utilizado por avaliadores inexperientes (SERPELINO, *et al.*, 2003). A medida da dobra cutânea do tríceps representa uma boa estimativa das reservas gordurosas subcutâneas, a qual se relaciona com o volume de gordura do organismo (SARRÍA *et al.*, 2001; LUNARDI *et al.*, 2008). A antropometria avalia a medida do tamanho e proporções do corpo humano por meio da combinação de valores como massa corporal, altura, circunferências. A técnica da antropometria é relativamente de mais fácil aplicação comparada com a técnica das dobras cutâneas, não necessitando de grande destreza e habilidade por parte dos avaliadores. Esta medida é preferível à medida de dobra cutânea quando se busca estimar composição corporal de obesos devido à limitação da abertura máxima do adipômetro (HEYWARD, 2001). Em geral as equações de estimação de composição corporal utilizando medidas antropométricas apresentam boa acurácia.

De forma geral os métodos para se aferir a composição corporal ainda carecem de pesquisas e aperfeiçoamento. Não existindo ainda um método não-invasivo, não-ionizante, de baixo custo e fácil utilização que seja considerado padrão-ouro. Considerando-se as limitações financeiras e técnicas dos métodos diretos e indiretos, os métodos duplamente indiretos têm sido utilizados para avaliação da composição corporal na prática clínica e em estudos científicos (HEYWARD 2001; RESENDE *et al.*, 2007).

CAPÍTULO 4

4 ESTADO DA ARTE SOBRE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

A eletroestimulação utilizada na prática clínica vem ganhando cada vez mais espaço, fazendo com que estudiosos e profissionais da área de saúde venham usufruindo uma grande variedade de aplicações desse método. Equipamentos mais modernos possibilitaram um maior e melhor controle dos parâmetros de estimulação (intensidade, duração e frequência dos pulsos). Esses equipamentos vão desde os muito pequenos e portáteis, aos de grande tamanho e maior custo financeiro, sendo inclusive alguns programáveis. Deste modo, é importante que usuários desses equipamentos estejam atentos a estudos e técnicas capazes de aumentar a eficiência terapêutica de tais equipamentos.

É sabido que existem vários fatores que interferem nos efeitos da estimulação elétrica neuromuscular através de eletrodos transcutâneos, sendo um deles a quantidade de tecido gorduroso subcutâneo. Estudo experimental conduzido por PETROFSKY *et al.* (2008) mostrou que a aplicação de estimulação elétrica em quadríceps (intensidade de 5 mA, duração de pulso de 250 μ s, frequência de 30 Hz e forma de onda senoidal) em indivíduos com média de peso de 92 kg sofreu modificações conforme passava pelas diversas camadas abaixo da pele. Os resultados mostraram que a espessura de tecido subcutâneo estava diretamente relacionada com a diminuição do sinal de corrente ($r = 0,96$ para $p < 0,001$). Para os autores a gordura funciona como um filtro passa-baixas que atenua o sinal da superfície da pele através de outros tecidos mais profundos (músculo e osso). Isso é corroborado por DEHENY *et al.* (2010) que mostraram, por meio de modelos de elementos finitos da perna humana, que quanto maior a espessura de tecido subcutâneo maior a intensidade de corrente necessária para causar estimulação muscular.

Outro fator está relacionado com a temperatura dos tecidos. Segundo PETROFSKY *et al.* (2008), existe uma relação entre a temperatura dos tecidos e atenuação da corrente elétrica. Através de bolsas aquecidas (74 °C) e bolsas frias (0 °C) colocadas no quadríceps dos voluntários (de 5 em 5 minutos) se obteve aumento e

diminuição da temperatura local. A intensidade de corrente utilizada foi a menor necessária para promover contração muscular do quadríceps (24 mA, 100 μ s de duração de pulso, frequência de 30 Hz). Houve um aumento de 26,1% da intensidade de corrente para o quadríceps depois da aplicação das bolsas quentes e redução de 20,8% da intensidade da corrente depois da aplicação de bolsas frias.

Uma vertente importante da Estimulação Elétrica é a chamada Estimulação Elétrica Funcional (FES – do inglês *Functional Electrical Stimulation*), que é um tipo de estimulação elétrica neuromuscular cujo objetivo é dar funcionalidade ao movimento (LIBERSON *et al.*, 1961a; MAFFIULETTI (2010). A FES não se refere a um tipo de corrente, mas a um uso clínico da estimulação elétrica.

A FES pode ser usada em curto prazo, se existe certeza da recuperação, ou a longo prazo, se não há esta certeza. Normalmente não se realiza estimulação elétrica por longos períodos (dias) com eletrodos de superfície e, por esse motivo, as estimulações por grandes períodos devem ser realizadas por meio de sistemas de estimulações implantados (NELSON *et al.*, 1999).

A maioria das aplicações da FES é feita em indivíduos que tiveram algum tipo de lesão do SNC (GLINSKY *et al.*, 2007; HARA, 2008). A eficiência do método parte do princípio de que enquanto o SNP estiver íntegro, os músculos podem ser ativados. Geralmente quando ocorrem lesões no SNC como em casos de AVC, paralisia cerebral, dano medular e outros, há a preservação do SNP.

Aplicações da FES são amplas e a cada dia é utilizada em uma situação clínica diferente. Algumas destas aplicações substituem a função normal do segmento perdido (YU *et al.*, 2004; Bren *et al.*, 2009), outras somente auxiliam no movimento requerido (SHEFFLER *et al.*, 2006; ESNOUF *et al.*, 2010) ou exercem funções de retreinamento (TONG *et al.*, 2006; NG *et al.*, 2011;). Devido às diversas aplicações da FES há a dificuldade de fornecimento de guias práticos para diferentes situações (ROBERTSON *et al.*, 2009).

Indivíduos que sofreram AVC frequentemente apresentam um comprometimento motor considerável e a perda da função dos membros superiores talvez seja um dos mais incapacitantes. O uso de órteses para melhorar a função da mão em pacientes com paralisia cerebral, hemiparesia ocasionada por AVC, ou lesão traumática cerebral são amplamente desenvolvidas (NELSON *et al.*, 1999; POPOVIC *et al.*, 2006; KAPADIA *et al.*, 2011). Existem diversos estudos com êxito nesse contexto.

Estudo conduzido por THRASHER *et al.* (2008) mostrou que exercícios fisioterapêuticos e FES são eficazes na reabilitação de pacientes na fase aguda de AVC. Nesse estudo, 21 sujeitos foram randomizados em dois grupos: FES + Fisioterapia e exercícios fisioterapêuticos durante 5 dias na semana para 12 a 16 semanas. Um terceiro grupo composto por 7 indivíduos hemiplégicos receberam somente terapia com FES. Nesta fase a FES foi utilizada por meio de uma neuroprótese que tinha função de proporcionar movimentos de segurar e soltar objetos. Os músculos ativados foram os flexores radial e ulnar do carpo, extensor radial longo do carpo, extensor ulnar do carpo, flexor superficial e profundo dos dedos, músculo tênar e lumbricais. Este estudo mostrou que os sujeitos que receberam a terapia da FES+ Fisioterapia obtiveram melhora da função da mão em relação aos sujeitos que somente foram tratados com fisioterapia.

Estudo conduzido por KEITH *et al.* (1996) mostrou que pacientes quadriplégicos com lesão abaixo de C6 que tinham preservado os movimentos de extensão do punho, mas que perderam movimentos voluntários de flexão e extensão dos dedos, foram beneficiados com o uso de órteses para aumentar a funcionabilidade das mãos. Os comandos de abrir, fechar ou manter a mão na situação em que se encontra são transmitidos a um estimulador implantado por meio de um controle externo localizado na cadeira de rodas do paciente. O sucesso desta órtese de FES, segundo os autores, depende da integridade da inervação dos músculos do antebraço do paciente, sendo necessária uma avaliação criteriosa por parte dos profissionais antes da indicação cirúrgica (KEITH *et al.*, 1996).

A FES também tem se mostrado útil na melhora da marcha de crianças com paralisia cerebral (AL-ABDULWAHAB, *et al.*, 2009; PIERCE, *et al.*, 2004). PIERCE, *et al.*(2004) usaram eletrodos percutâneos para estimular o músculo gastrocnêmio e tibial anterior de duas crianças com hemiplegia decorrente de paralisia cerebral. Os pulsos usados foram bifásicos assimétricos equilibrados com duração e amplitude de 200 μ s e 20 mA respectivamente com frequência de 30 Hz. As crianças obtiveram melhora significativa na cinética e cinemática do tornozelo após as sessões de FES. Segundo o uso de estimulação elétrica em pacientes com paralisia cerebral se torna eficiente e interessante quando o terapeuta sabe quais músculos estimulados iriam ajudar na marcha desses pacientes. Segundo eles, a estimulação elétrica nos músculos acionados na marcha, tem o objetivo de redução do tônus dos extensores, fortalecimento

dos músculos antagonistas ou regulação da resposta sensorial dos agonistas (ROBERTSON, *et al.* 2009).

Outra aplicação de FES é a estimulação de vias aéreas superiores. Doentes crônicos com apnéia obstrutiva do sono têm se beneficiado deste recurso para melhorar a qualidade de vida (GRILL, *et al.*, 2001). Na apnéia obstrutiva do sono ocorre uma obstrução parcial ou total das vias aéreas superiores durante o sono decorrente de um relaxamento da língua. A estimulação elétrica por meio de eletrodos percutâneos no nervo glossofaríngeo (músculo extrínseco da língua) causou uma melhora significativa do colapso da farínge em pacientes com a apnéia obstrutiva do sono. Os parâmetros utilizados foram corrente pulsada com 3 mA de intensidade, frequência de 3 Hz e duração de 1 segundo durante o sono (GRILL, *et al.*, 2001). Estimulação do músculo abdominal para controle da tosse em pacientes com lesão medular alta também é uma abordagem relativamente nova do FES que tem se mostrado bastante promissora (TAYLOR, *et al.*, 2002). Pacientes com lesão em C3-C4 sofrem de hipertensão postural e ausência de tosse, fazendo com que haja acúmulo de secreções e, por conseguinte infecções. O uso de FES durante dois anos na musculatura abdominal aumentou a tosse em um estudo de caso de um paciente tetraplégico ventilador-dependente. Para promoção da tosse o estimulador foi programado com intensidade de 80 mA, frequência de 40 Hz e duração de pulso de 300 μ s. A utilização de FES neste paciente melhorou sua independência na tosse e sua qualidade de vida (TAYLOR, *et al.*, 2002).

FES também é utilizada para ajudar no ganho de força muscular de pacientes que tiveram AVC. Os autores GLANZ *et al.* (1996) e POWELL *et al.* (1999) compararam o uso ou não de FES em membro superior de pacientes hemiparéticos no tocante à força muscular. Concluíram que existe boa significância clínica e estatística na utilização da FES para a recuperação da força muscular de extensores de punho, joelho e tornozelo de pacientes vítimas de AVC após 8 semanas de tratamento e *follow up* de 32 semanas. A estimulação elétrica de extensores de punho contribuiu para o aumento da força muscular isométrica desses músculos. Todavia, não se sabe os reais efeitos na musculatura quando a estimulação elétrica é descontinuada (POWELL *et al.*, 1999).

CAPÍTULO 5

5 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente capítulo inicia-se com uma breve apresentação do equipamento de FES programável (Figura 11) confeccionado no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) da UFRJ, seguido pela descrição da amostra do estudo, pelo estudo piloto e posteriormente pelo protocolo experimental que foi utilizado na pesquisa.

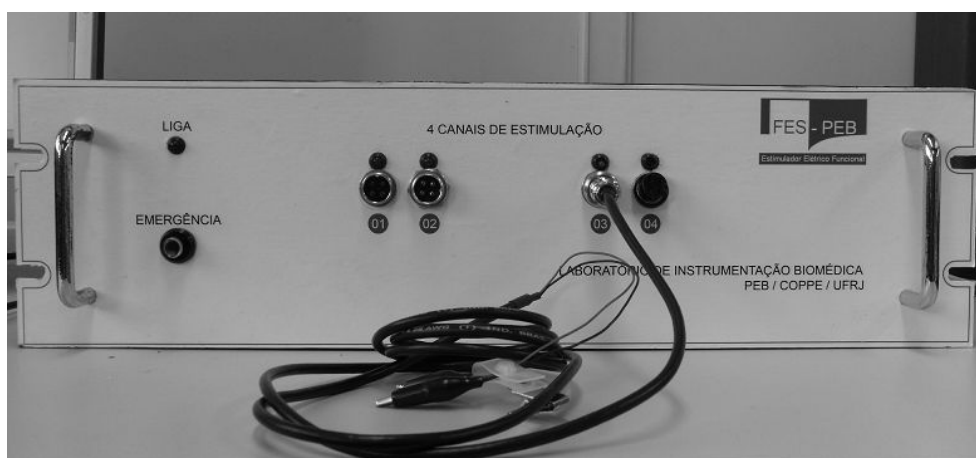


Figura 11 – Estimulador Elétrico Funcional confeccionado no LIB.

5.1 Descrição do Estimulador FES/PEB

O equipamento que utilizado na pesquisa foi confeccionado por José Veloso em sua dissertação de mestrado no LIB (VELOSO, 2007). O aparelho em questão apresenta uma parte de *hardware* (digital e analógico), responsável por gerar os pulsos de corrente para realizar a estimulação, assim como uma parte de *software* que é responsável pelo controle dos parâmetros dos pulsos de corrente gerados pelo *hardware* (Figura 12).

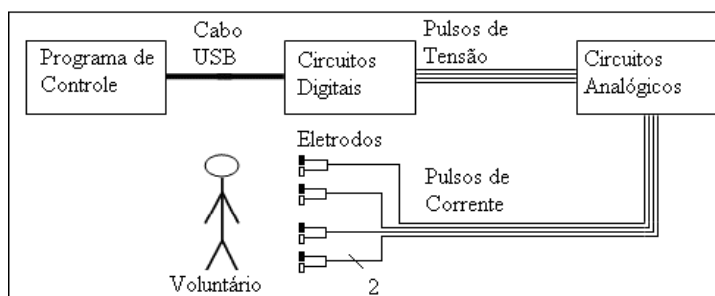


Figura 12 – Esquema do protótipo do eletroestimulador funcional criado no Laboratório de Instrumentação Biomédica – Extraído de VELLOSO, (2007).

O *software* foi desenvolvido em LabVIEW 7.1 (National Instruments, EUA). A comunicação entre o programa e o *hardware* é feita com o uso da placa NI-USB-6501 (National Instruments, EUA), que possui 24 canais de entrada e saída digitais os quais se comunicam com o computador por meio de uma porta USB (*Universal Serial Bus*). Os parâmetros que podem ser controlados pelo usuário do programa são: a amplitude do pulso, a duração do pulso e a frequência do pulso do sinal de estimulação ([Tabela 1](#)). Os pulsos gerados pelo equipamento são bifásicos assimétricos balanceados, fazendo com a corrente média aplicada ao sujeito seja nula.

Tabela 1 – Parâmetros do estimulador elétrico funcional

Parâmetros	Faixa de valores	Resolução
Amplitude	0-100 mA	1 mA
Largura de pulso	50-500 μ s	1 μ s
Frequência	20-200 Hz	1 Hz

O FES/PEB permite ao usuário a programação de perfis temporais de estimulação. Entende-se por perfil temporal a especificação da evolução temporal de cada um dos três parâmetros da corrente de estimulação. Deste modo, o FES/PEB permite a determinação do perfil temporal de estimulação a partir da escolha de até 10 *steps* de modulação dos parâmetros de intensidade, frequência e duração dos pulsos, para um tempo determinado (Figura 13).

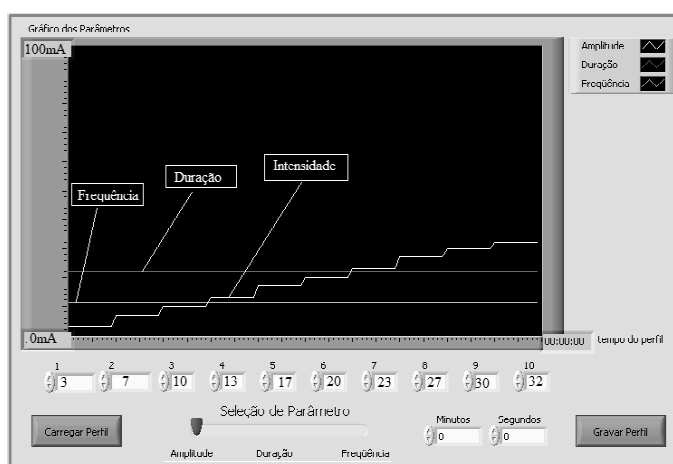


Figura 13 – Exemplo de programação do perfil temporal dos parâmetros de intensidade, frequência e duração do pulso. Observar os 10 *steps* de modulação dos parâmetros ajustado, que nesse caso era a intensidade da corrente de estímulo. No exemplo, os parâmetros de frequência e duração dos pulsos aparecem como constantes.

5.2 Protocolo experimental

O protocolo do estudo foi dividido em duas etapas principais, denominadas Fase I e Fase II. Na Fase I, foi obtido um banco de sinais de goniometria associados aos movimentos de flexão do cotovelo e de sinais das correntes aplicadas para evocar esses movimentos. Tal fase teve como objetivo investigar qual variável antropométrica tinha maior correlação com a intensidade da corrente de eletroestimulação. A Fase II consistiu da realização de uma nova coleta de dados, com o objetivo de corroborar experimentalmente os achados da Fase I. Nesta última Fase, os voluntários participaram de 2 coletas realizadas em dias diferentes. Na primeira coleta da Fase II, denominada Parte I, a intensidade dos pulsos de corrente foi calculada com base na amplitude do movimento articular e na melhor variável antropométrica eleita na Fase I. Tal determinação da corrente de estimulação foi denominada sujeito-dependente. Na segunda coleta da Fase II, denominada Parte II, a intensidade dos pulsos de corrente foi determinada somente pela amplitude do movimento articular. Tal determinação foi denominada sujeito-independente.

Nas duas Fases, foram realizadas medidas antropométricas dos voluntários e estimulação elétrica do músculo bíceps braquial usando o equipamento FES-PEB. Os sinais de angulação de flexão de cotovelo e dos pulsos de corrente de estimulação foram adquiridos por uma placa de aquisição de sinais de 12 bits, modelo USB6009 (*National Instruments*, EUA), a uma taxa de amostragem de 23900 Hz por canal. Tal valor da taxa amostragem foi necessário para que se pudessem adquirir detalhes dos pulsos de corrente, que possuíam pequena duração (150 μ s).

5.3 Amostra do Estudo

A amostra total foi composta por 53 participantes saudáveis, destros e canhotos, de ambos os sexos, com idade variando de 20 a 34 anos, sem história prévia de lesões músculo esquelético do membro dominante e que possuíam arco de movimento completo, sem lesões cutâneas nas regiões a serem posicionados os eletrodos (ventre muscular do bíceps braquial), e que não tinham feito uso de relaxante muscular ou prática de atividade física resistiva nos membros superiores nas últimas 24 horas. Desses cinquenta e três indivíduos, 22 participaram da Fase I do experimento. Os outros 31 indivíduos foram destinados para a Fase II. Todos os 53 voluntários foram recrutados

na UFRJ. O protocolo de pesquisa (0004.0.307.000-09) foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa. Todos os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido após serem informados sobre o objetivo e natureza do estudo.

5.4 Fase I - Investigação de Variáveis para Estimativa de Corrente da FES

5.4.1 Avaliação Antropométrica

O estudo realizado foi de caráter transversal e contou com a participação de 22 voluntários saudáveis de uma amostra de conveniência. Foram excluídas do estudo duas participantes do sexo feminino por não se manterem relaxadas durante o experimento. Assim, a amostra final foi composta por 20 voluntários (13 [65%] do sexo masculino, $25,30 \pm 3,98$ anos, $71,35 \pm 13,06$ kg, $1,76 \pm 0,045$ m e 7 do sexo feminino, $27,14 \pm 3,23$ anos, $57,24 \pm 11,78$ kg, $1,64 \pm 0,048$ m). Dos 22 voluntários, somente 2 (um do sexo feminino e outro do sexo masculino) eram canhotos. Os voluntários foram questionados quanto ao seu lado dominante, isto é, se era direito ou esquerdo, adotando-se o relato verbal como critério de estimulação.

Para realização do protocolo foi utilizado o braço dominante do sujeito. Os valores utilizados para normalização da corrente foram calculados por meio de equações que utilizam valores de circunferência do braço (c) (distância média entre o processo acromial e olécrano) e dobra cutânea do tríceps (T) (média de três medidas), ambas em centímetros, peso em quilogramas (kg) e altura em metros (m). Estas equações estimam a área transversa total do braço (ATB), área muscular do braço (AMB), área transversa de gordura do braço (AGB) e área percentual de gordura do braço (APB) (Equações 1, 2, 3 e 4) (FRISANCHO, 1974). A unidade das ATB, AMB e AGB é dada em centímetros quadrados (cm²), ao passo que a APB é dada em percentual. Foi também calculado o Índice de Massa Corporal (IMC) (Equação 5) dado em kg/m². Os parâmetros utilizados para normalizar a corrente foram a circunferência do braço, ATB, AMB, AGB, APB e IMC.

$$ATB = \frac{c^2}{4 \cdot \pi} \quad (1)$$

$$AMB = \frac{[c - (T \cdot \pi)]^2}{4 \cdot \pi} \quad (2)$$

$$AGB = ATB - AMB \quad (3)$$

$$APB = \left(\frac{AGB}{ATB} \right) \cdot 100 \quad (4)$$

$$IMC = \frac{Peso}{Altura^2} \quad (5)$$

5.4.2 Estimulação Elétrica

Para encontrar o ponto motor do músculo bíceps braquial, os voluntários foram estimulados com pulsos de corrente de 9 mA, duração de pulso de 150 μ s e frequência de 1 Hz. Os pulsos foram aplicados através de uma caneta de eletroestimulação (Figura 14) desenvolvida no LIB (eletrodo metálico posicionado na ponta de uma haste isolante). O eletrodo negativo (de maior área) ficou posicionado na região do tríceps (porção medial) enquanto os estímulos com a caneta foram aplicados na região do ventre do músculo (Figura 15). A região a qual se notava forte contração muscular era marcada e novos eletrodos eram posicionados de forma bipolar (FORRESTER *et al.*, 2004). O eletrodo positivo foi posicionado 2,5 cm acima do ponto motor e o eletrodo negativo a 2,5 cm abaixo do ponto motor. Eletrodos auto-adesivos (modelo CF5050 - Xelgaard, EUA, tamanho - 5x5cm) foram utilizados para realizar a eletroestimulação (Figura 14).

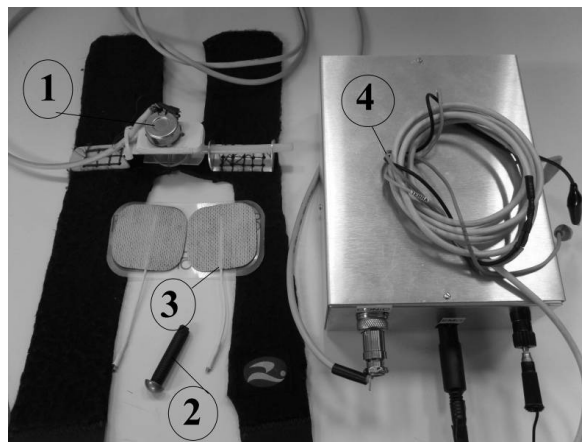


Figura 14 – Aparato experimental. Eletrogoniômetro (1), caneta de estimulação (2), eletrodos (3) e sistema de aquisição de sinais (4).

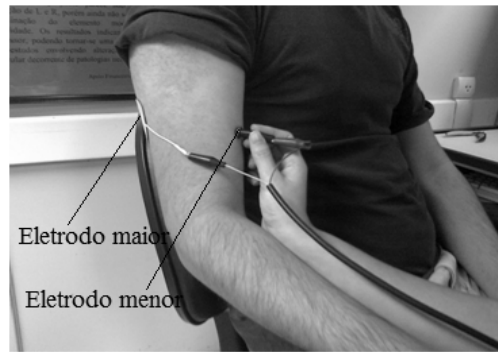


Figura 15 – Averiguação do ponto motor do bíceps braquial.

A Figura 16 ilustra cinco perfis da corrente de estimulação aplicada com o objetivo de evocar flexões do cotovelo. Em cada perfil programado no FES-PEB, a intensidade da corrente aumentava segundo os seguintes valores: 3, 7, 10, 13, 17, 20, 23, 27, 30 e 32 mA (perfil base). O tempo total de subida do perfil foi de 1 segundo, onde cada um dos valores de intensidade anteriormente mencionado foi mantido por 100ms.

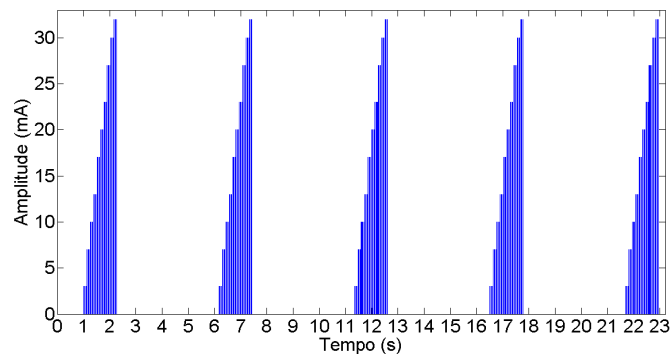


Figura 16 – Pulsos de corrente. Modulação na intensidade dos pulsos com frequência e duração mantidas constantes. Observar que a modulação na intensidade é crescente, controlando o movimento de flexão do cotovelo (contração concêntrica do bíceps braquial), ao passo que não há estímulo de intensidade decrescente (contração excêntrica do bíceps braquial).

Os valores de frequência e duração de pulso foram mantidos constantes em 150 μ s e 40 Hz, respectivamente. A escolha do perfil base de corrente utilizada tanto na Fase I quanto na Fase II foi escolhida através de experimento prévio, cujo objetivo foi encontrar valores de intensidade de corrente que não desencadeasse sensação dolorosa e que fosse capaz movimentar o braço dos voluntário de forma homogênea. A duração e a frequência do pulso utilizada foram as mesmas utilizadas por estudos anteriores (MCCOMAS, 1996; MOURSELAS, *et al.*, 1998; THRASHER, *et al.*, 2005).

O FES-PEB oferece um recurso, chamado de teste de contração, que permite variar a intensidade de estímulo no momento do experimento. Assim, tivemos uma média do limiar motor dos voluntários e a partir disso modulamos os valores de intensidade da corrente. Para cada sujeito foram efetuadas quatro sequências de cinco movimentos de flexão do cotovelo. Para cada uma das quatro sequências, os valores de corrente realmente aplicados ao sujeito foram determinados pela multiplicação do perfil base por um dos seguintes multiplicadores: 0,4; 0,8; 1,2 e 1,6.

De acordo com o tempo de subida do perfil de corrente a duração de cada flexão foi de 1 segundo, sendo que o tempo de pausa entre cada flexão foi de 3 segundos. Tal temporização está de acordo com ROBERTSON e colaboradores (ROBERTSON *et al.*, 2009), que afirmaram que o tempo que o tecido não recebe o estímulo (tempo *off*) deve ser de 3 a 5 vezes o tempo de estímulo (tempo *on*). Adotou-se ainda 3 minutos como tempo de descanso entre cada sequência de 5 flexões.

Os voluntários foram adequadamente posicionados em uma cadeira de forma que durante a eletroestimulação o braço testado não tocasse em nenhuma parte do corpo (Figura 17), de modo a não haver resistência mecânica ao movimento. Foram também observadas compensações musculares do membro superior estimulado durante a estimulação elétrica, embora antes de se iniciar o experimento tenha sido explicado detalhadamente aos participantes o correto posicionamento do corpo e do braço. Além disso, pulsos de corrente, com intensidades variadas, foram aplicados antes do início do experimento para que os voluntários experimentassem previamente o estímulo.

5.4.3 Medição de Ângulos

Foi utilizado um eletrogoniômetro potenciométrico (Figura 17) para a mensuração do ângulo de flexão gerado pela FES. Após colocação dos eletrodos de eletroestimulação o voluntário permanecia em posição ortostática para correto posicionamento do eletrogoniômetro. A haste superior do eletrogoniômetro (Figura 17) foi colocada paralela ao osso úmero e a haste inferior paralela ao osso rádio do sujeito, onde o ponto de encontro dessas duas hastes coincidia com o centro da articulação do cotovelo.

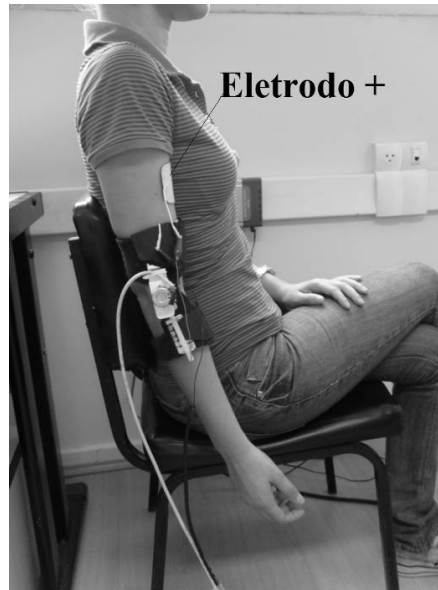


Figura 17 – Posicionamento do eletrogoniômetro e de um eletrodo de eletroestimulação.

5.5 Fase 2 – Estimativa dos pulsos de corrente do FES

5.5.1 Avaliação Antropométrica

Esta etapa do estudo contou com a participação de 31 voluntários de uma amostra de conveniência, sendo que oito homens e três mulheres foram excluídos por não se mantiverem relaxados durante execução do protocolo. A amostra final foi composta por 19 voluntários saudáveis, (5 [26,31 %] do sexo masculino, $25,6 \pm 3,84$ anos, $76,18 \pm 6,82$ kg, $1,77 \pm 0,085$ m e 14 do sexo feminino, $26,14 \pm 4,91$ anos, $57,41 \pm 9,47$ kg, $1,63 \pm 0,067$ m). Nesta fase houve um voluntário do sexo masculino canhoto. Os voluntários desta fase não haviam participado da Fase I do estudo. Todos os voluntários foram orientados e esclarecidos sobre o experimento previamente a execução do protocolo.

Inicialmente, foram realizadas uma anamnese e avaliação antropométrica, com coleta de dados pessoais como idade, peso, altura e medidas da circunferência do braço dominante de todos voluntários. A medida da circunferência do braço e o posicionamento do eletrogoniômetro seguiram o protocolo descrito na Fase I do estudo. Uma semana depois de terem feito a coleta da Parte I, os voluntários retornavam para coleta da Parte II.

5.6 Processamento e análise dos sinais

Todos os sinais digitalizados foram processados em programa desenvolvido em MatLab (Mathworks, EUA). O processamento *offline* dos sinais da Fase I consistiu em selecionar, para cada sequências dos 5 movimentos associados ao multiplicador de corrente (Figura 18; Figura 19, Figura 20 e Figura 21), tanto o ângulo máximo de flexão (*AngMáx*) de cada excursão de flexão quanto o maior valor de corrente (*Ipico*) que desencadeou a *AngMáx*. Foram, então, computadas as medianas de *AngMáx* e *Ipico* para cada um dos 4 multiplicadores de corrente. Os valores das medianas de *Ipico* foram normalizados pela *circunferência do braço*, *IMC*, *ATB*, *AMB*, *AGB* e *APB*.

O processamento *offline* da Fase II também consistiu em selecionar, para cada sequência de 5 movimentos associados aos multiplicadores de estimulação calculados, tanto a *AngMáx* de cada excursão de flexão do cotovelo quanto o *Ipico* que desencadeou a *AngMáx*, e também calcular a mediana de *AngMáx* e *Ipico* para cada multiplicador. Foi feito isso tanto para as correntes normalizadas pela circunferência do braço do sujeito (Parte I) quanto para as correntes que não foram normalizadas (Parte II).

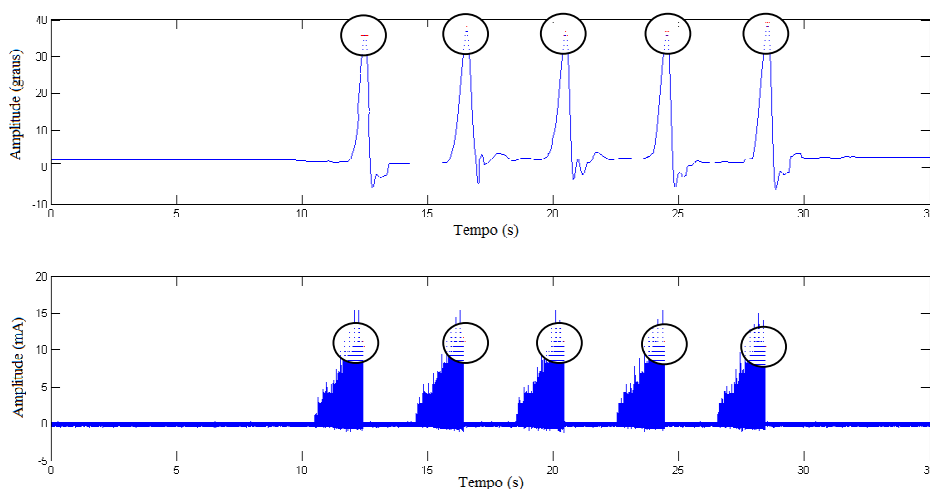


Figura 18 – Exemplo de sinais obtidos com o uso do multiplicador de valor 0,4. Acima, sinal de goniometria, onde os asteriscos (marcados com círculos) representam *AngMáx* e abaixo, sinal dos pulsos de corrente, onde os asteriscos representam *Ipico*.

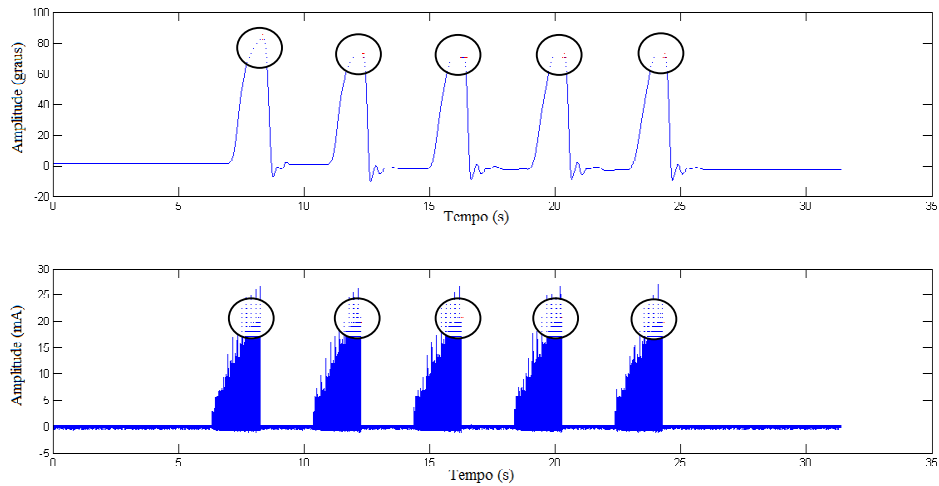


Figura 19 - Exemplo de sinais obtidos com o uso do multiplicador de valor 0,8. Acima, sinal de goniometria, onde os asteriscos (marcados com círculos) representam $AngMáx$ e abaixo, sinal dos pulsos de corrente, onde os asteriscos representam I_{pico} .

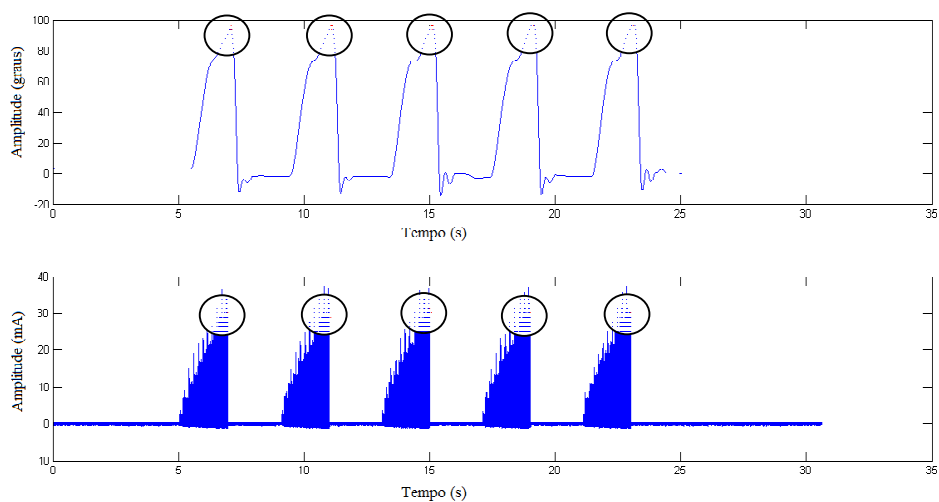


Figura 20 - Exemplo de sinais obtidos com o uso do multiplicador de valor 1,2. Acima, sinal de goniometria, onde os asteriscos (marcados com círculos) representam $AngMáx$ e abaixo, sinal dos pulsos de corrente, onde os asteriscos representam I_{pico} .

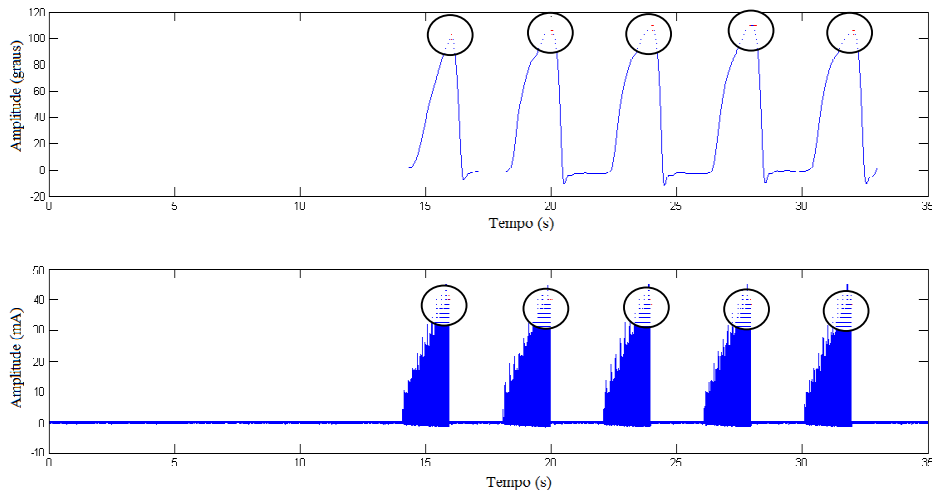


Figura 21 - Exemplo de sinais obtidos com o uso do multiplicador de valor 1,6. Acima, sinal de goniometria, onde os asteriscos (marcados com círculos) representam $AngMáx$ e abaixo, sinal dos pulsos de corrente, onde os asteriscos representam $Ipico$.

Para a Fase I foi calculado o coeficiente de correlação de *Pearson* para verificar a relação linear existente entre a mediana de $AngMáx$ e mediana de $Ipico$, assim como entre mediana de $AngMáx$ e mediana de $Ipico$ normalizada pelas variáveis antropométricas. Também foi calculado o erro relativo máximo e o erro médio quadrático da corrente normalizada pela variável antropométrica assim como o erro da corrente sem normalização. Para a Fase II foi calculado o erro relativo máximo e o erro médio quadrático nas angulações da corrente normalizada pela circunferência do braço assim como o erro nas angulações da corrente sem normalização.

CAPÍTULO 6

6 RESULTADOS

A análise estatística dos dados foi feita no *software* MatLab. A [Tabela 2](#) mostra as informações sobre sexo, peso, idade, altura e valores antropométricos de cada participante da Fase I. A *Ipico* programada no FES-PEB foi obtida a partir da regressão linear dos dados coletados na Fase I. A regressão linear foi feita entre a *Ipico* e a *AngMáx*.

Tabela 2 – Características dos voluntários participantes da Fase I.

Vol	Sexo	Peso	Idade	Altura	IMC	Circ.Braço	ATB	AMB	AGB	APB
1	F	47,0	25	1,60	18,36	22,50	40,28	23,71	16,56	41,12
2	M	71,0	25	1,78	22,41	28,00	62,30	35,2	27,1	43,5
3	M	70,8	26	1,76	22,86	29,30	68,31	47,90	20,41	29,87
4	F	50,0	26	1,60	19,53	26,00	53,79	35	18,78	34,92
5	F	60,0	32	1,67	21,51	26,00	53,79	37,35	16,44	30,56
6	M	74,6	25	1,74	24,64	31,00	76,47	39,19	37,27	48,74
7	M	68,0	21	1,80	20,99	28,00	62,38	42,76	19,62	31,44
8	M	78,9	26	1,77	25,18	31,00	76,47	36,32	40,14	52,49
9	M	38,5	21	1,81	11,75	33,00	86,66	66,05	20,60	23,77
10	M	53,0	24	1,65	19,47	25,00	49,73	33,22	16,50	33,19
11	M	74,0	25	1,81	22,59	31,00	76,47	50,65	25,81	33,76
12	F	52,0	27	1,63	19,57	26,00	53,79	32,60	21,19	39,39
13	M	73,2	33	1,74	24,18	31,00	76,47	51,16	25,31	33,10
14	F	82,0	26	1,73	27,40	30,00	71,62	39,77	31,85	44,47
15	M	72,2	21	1,77	23,05	32,00	81,48	60,85	20,63	25,31
16	F	57,7	31	1,68	20,44	25,00	49,73	31,74	17,98	36,17

17	M	85,0	27	1,78	26,83	31,00	76,47	47,38	29,08	38,03
18	M	87,8	33	1,75	28,67	32,00	81,48	55,98	25,50	31,30
19	M	80,6	22	1,83	24,07	31,00	76,47	56,98	19,49	25,49
20	F	52,0	23	1,62	19,81	27,00	58,01	37,26	20,75	35,77

Onde Vol são os voluntários, F: feminino, M: masculino, IMC: Índice de Massa Corporal, Circ.Braço: Circunferência do Braço, ATB: Área Transversa do Braço, AMB: Área Muscular do Braço, AGB: Área Gordurosa do Braço e APB: Área Gordurosa Percentual do Braço.

A Figura 22 mostra o gráfico de dispersão e a reta de regressão linear da mediana da *I_{pico}* versus mediana de *AngMáx*.

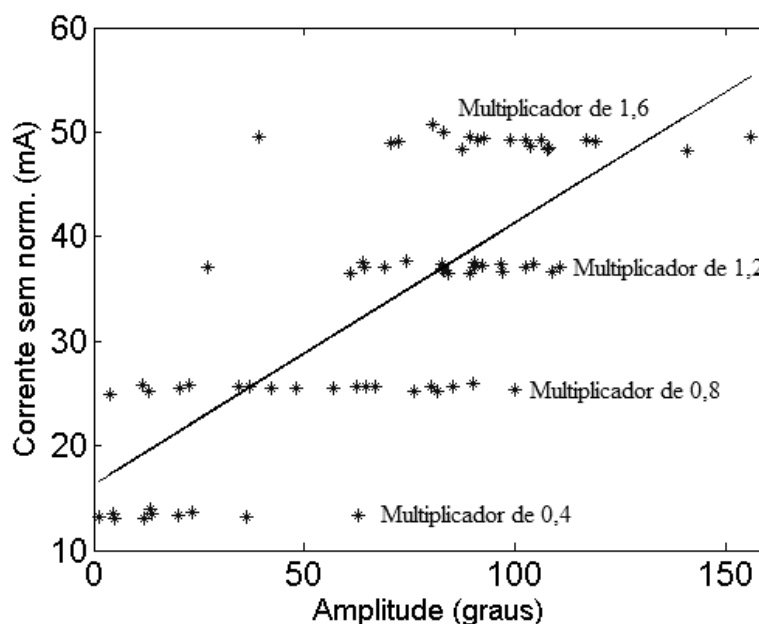


Figura 22 – Gráfico de dispersão da corrente sem normalização versus amplitude do sinal de goniometria. Os asteriscos representam os voluntários. Cada linha de asteriscos está relacionada com determinado multiplicador de corrente. A reta representa a melhor relação existente entre a corrente e a amplitude.

Gráficos da corrente normalizada pelas variáveis antropométricas versus amplitude da angulação da articulação do cotovelo podem ser vistos na Figura 23, Figura 24, Figura 25, Figura 26, Figura 27 e Figura 28. Observe que as escalas dos gráficos estão diferentes, os asteriscos representam os voluntários para os vários multiplicadores de corrente (0,4; 0,8; 1,2; 1,6) e a reta de regressão linear que melhor ajusta os pontos.

A Tabela 3 mostra os valores das correlações, erro relativo máximo ($Erro_{rel,MAX}$) e erro médio quadrático (EMQ) calculado para a corrente normalizada pelas variáveis antropométricas e para corrente sem normalização.

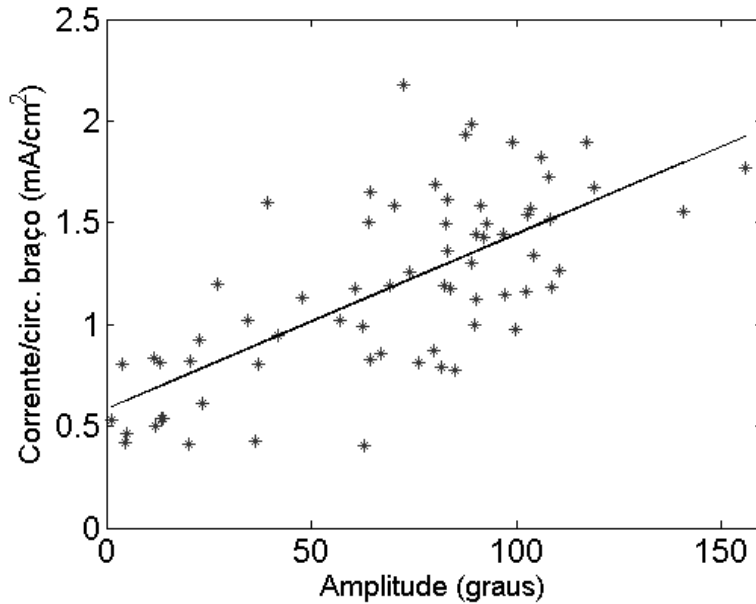


Figura 23 – Gráfico de dispersão da corrente normalizada pela circunferência do braço *versus* amplitude do sinal de goniometria.

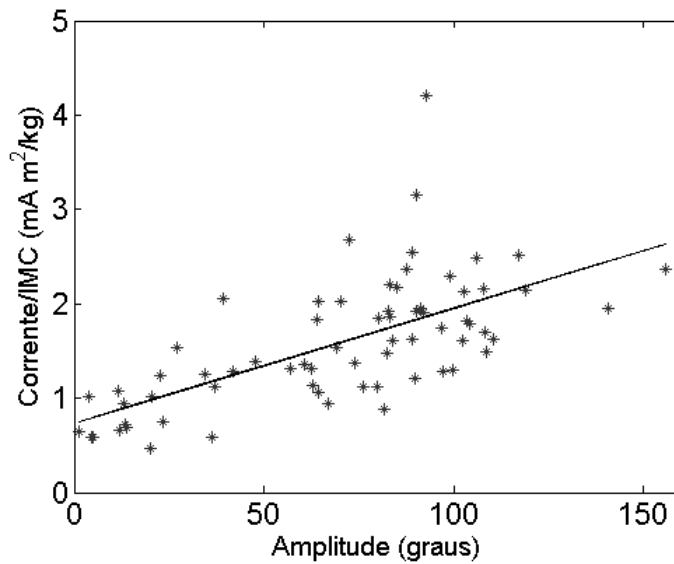


Figura 24 – Gráfico da corrente normalizada pelo índice de massa corporal *versus* amplitude do sinal de goniometria.

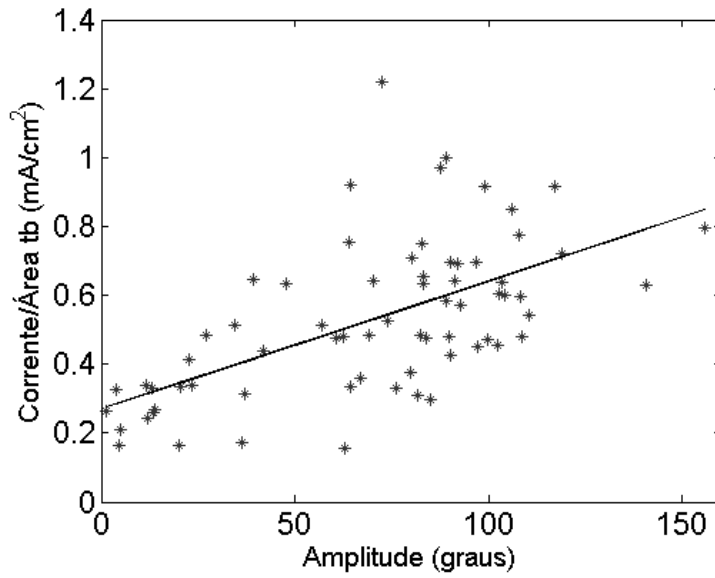


Figura 25 – Gráfico de dispersão da corrente normalizada pela área transversa total do braço *versus* amplitude do sinal de goniometria.

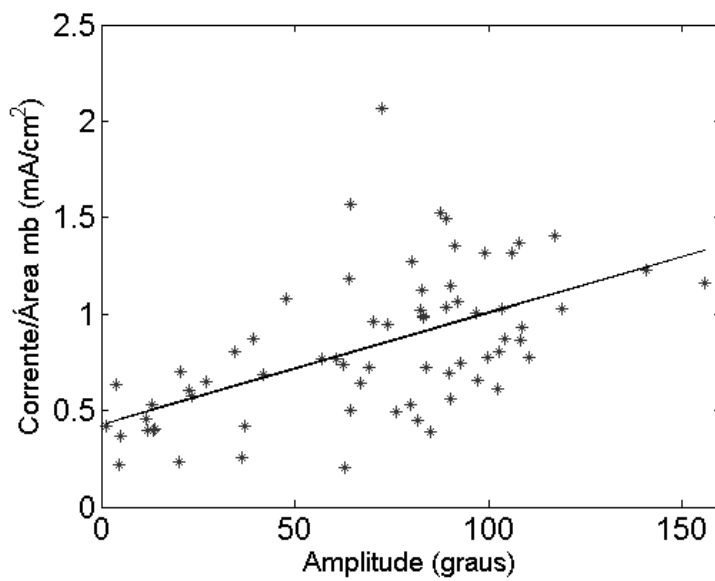


Figura 26 – Gráfico de dispersão da corrente normalizada pela área muscular do braço *versus* amplitude do sinal de goniometria.

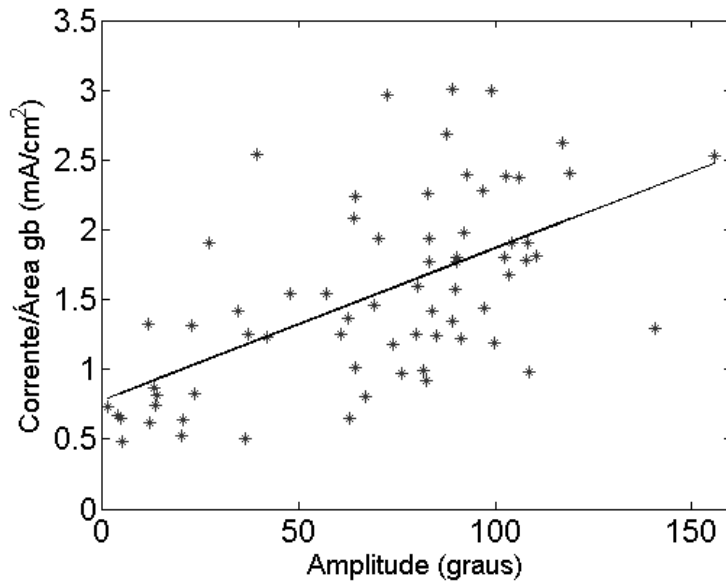


Figura 27 – Gráfico de dispersão da corrente normalizada pela área de gordura do braço *versus* amplitude do sinal de goniometria.

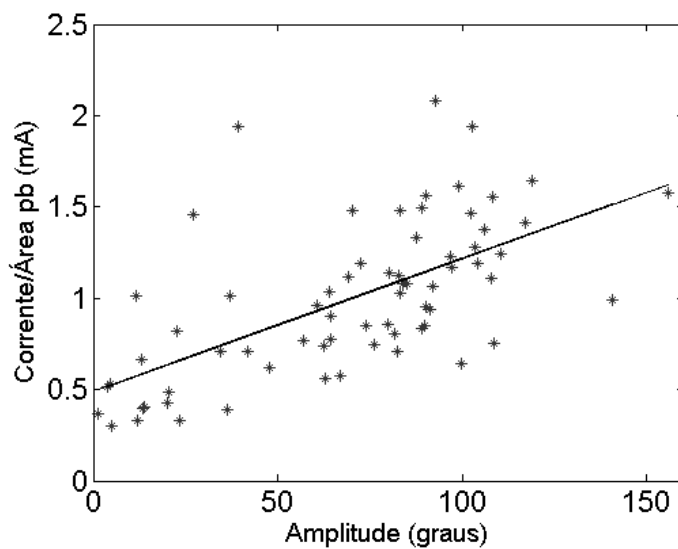


Figura 28 – Gráfico de dispersão da corrente normalizada pela área de gordura do braço (percentual) *versus* amplitude do sinal de goniometria.

Tabela 3 – Correlações entre as correntes (normalizadas pelas variáveis antropométricas e sem normalização) e a angulação articular associada; assim como os erros entre a corrente aplicada e a reta de regressão linear - Fase I.

	Coeficiente Correlação p<0,05	Erro relativo Máximo (%)	Erro médio quadrático (%)
Sem normalização	0,73	89,71	27,43
IMC	0,65	125,42	31,31
Circunferência Braço	0,69	80,41	28,29
ATB	0,59	125,91	34,13
AMB	0,56	143,88	37,73
AGB	0,59	110,55	35,08

Onde IMC é o Índice de Massa Corporal, ATB é a Área Transversa do Braço, AMB é a Área Muscular do Braço, AGB é a Área de Gordura do Braço, e APB é a Área de Gordura Percentual do Braço.

A ~~Tabela 4~~ [Tabela 4](#) mostra os valores das correlações, $Erro_{rel,MAX}$ e EMQ da corrente normalizada pelas variáveis antropométricas e da corrente sem normalização para as voluntárias do sexo feminino e a Tabela 5 para os voluntários do sexo masculino, na Fase I.

Tabela 4 - Correlações e erros das correntes normalizadas pelas variáveis antropométricas e das correntes sem normalização em relação a reta de regressão linear para voluntárias do sexo feminino (Fase I).

	Coeficiente Correlação p<0,05	Erro relativo Máximo (%)	Erro médio quadrático (%)
Sem normalização	0,80	42,43	21,01
IMC	0,76	60,32	23,08
Circunferência Braço	0,75	63,92	24,00
ATB	0,65	87,45	29,80
AMB	0,60	99,10	32,31
AGB	0,70	67,44	28,24

Tabela 5 - Correlações e erros da corrente normalizadas pelas variáveis antropométricas e da corrente sem normalização em relação a reta de regressão linear para voluntários do sexo masculino (Fase I).

	Coeficiente Correlação p<0,05	Erro relativo Máximo (%)	Erro médio quadrático (%)
Sem normalização	0,71	83,32	28,83
IMC	0,61	130,34	34,88
Circunferência Braço	0,70	78,97	28,51
ATB	0,66	85,75	31,41
AMB	0,63	78,45	34,77
AGB	0,56	118,46	38,07
APB	0,82	46,17	21,53

A reta existente em cada um dos gráficos apresentados foi obtida a partir de uma regressão linear. Esta reta representa o modelo esperado para o comportamento das medidas feitas. Por isso foram especificados e calculados erros dos pontos reais em relação a esta reta. Foi calculado o $Erro_{rel_{MAX}}$ entre os valores das correntes normalizadas pelas variáveis antropométricas com sua reta de regressão, assim como dos valores das correntes sem normalização com a sua reta de regressão. Esse $Erro_{rel_{MAX}}$ (Figura 29) entre a corrente estimada e a corrente real, foi obtido pela Equação 6.

$$Erro_{rel_{MAX}} = MAX\left(\frac{correnteReal - correnteEstimada}{correnteEstimada}\right) \quad (6)$$

Foi também calculado o EMQ entre a corrente estimada pela regressão linear e a corrente real (Equação 7).

$$EMQ = desvioPadr\tilde{a}o\left(\frac{correnteReal - correnteEstimada}{correnteEstimada}\right) \quad (7)$$

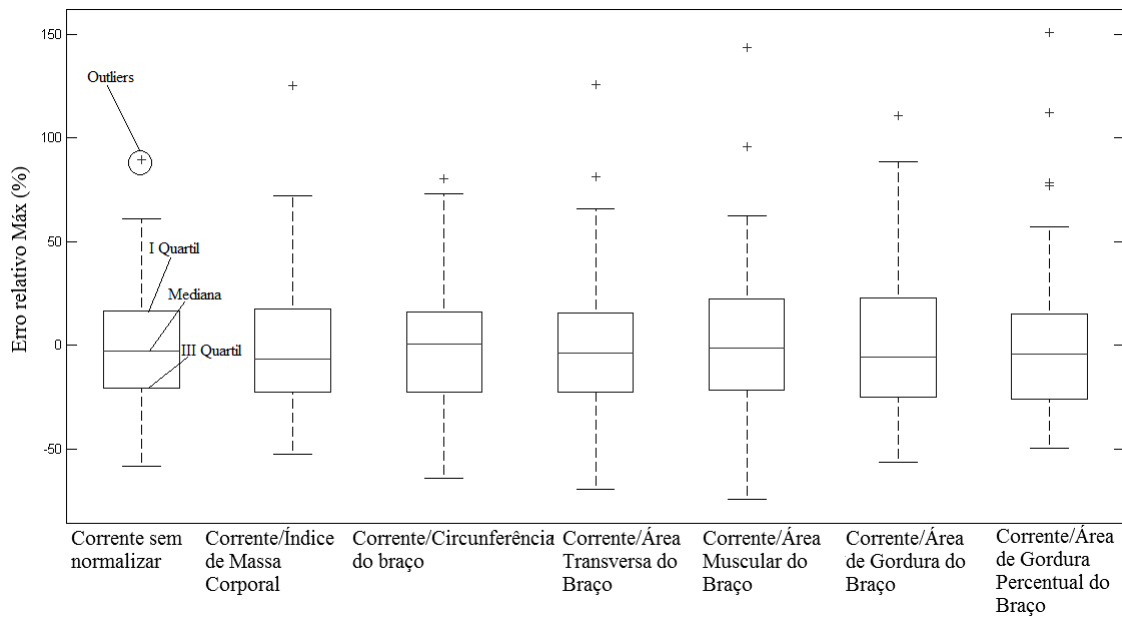


Figura 29 – BoxPlot dos erros relativos máximos (%) da corrente normalizada pelas variáveis antropométricas e da corrente sem normalização.

Na Fase I o maior coeficiente de correlação obtido foi o que relaciona a *Ipico* sem normalização e a *AngMáx* gerada ($r = 0,73$). O maior coeficiente de correlação das correntes que foram normalizadas pelas variáveis antropométricas foi o obtido pela circunferência do braço ($r = 0,69$). Devido ao maior coeficiente de correlação apresentado, a circunferência do braço foi escolhida como a melhor variável de normalização para a corrente, a ser estudada na segunda fase do estudo. Utilizando o resultado da regressão linear (Equação 8) com a circunferência do braço sendo usado para normalizar a corrente, a Equação 8 é escrita como a Equação 9.

$$Corrente = [(a \cdot \text{ângulo} + b) \cdot \text{normalizador}] \quad (8)$$

$$Corrente_{Norm} = [(0,0086 \cdot \text{ângulo} + 0,5860) \cdot \text{CircBraço}] \quad (9)$$

Na Fase II o perfil base de intensidade de corrente programado no FES-PEB (3, 7, 10, 13, 17, 20, 23, 27, 30 e 32 mA) foi o mesmo utilizado na Fase I. A Equação 9 foi utilizada para estimar a corrente máximas necessárias para se alcançar as angulações da articulação do cotovelo de 40° e 80° , calculando-se posteriormente o valor do multiplicador a ser aplicado no perfil base para se obter o valor estimado. As equações simplificadas para estes respectivos ângulos se encontram abaixo (Equações 10 e 11):

$$\begin{aligned} \text{Corrente}_{\text{Norm}40^\circ} &= [(0,0086 \cdot 40^\circ + 0,5860) \cdot \text{CircBraço}] \\ \text{Corrente}_{\text{Norm}40^\circ} &= [0,93 \cdot \text{CicBraço}] \end{aligned} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} \text{Corrente}_{\text{Norm}80^\circ} &= [(0,0086 \cdot 80^\circ + 0,5860) \cdot \text{CircBraço}] \\ \text{Corrente}_{\text{Norm}80^\circ} &= [1,274 \cdot \text{CicBraço}] \end{aligned} \quad (11)$$

Como mencionado, os valores dos multiplicadores utilizados na Fase II foram calculados pelas Equações 12 e 13.

$$\text{Multiplicador}_{40^\circ} = \left(\frac{\text{Corrente}_{\text{Norm}40^\circ}}{32\text{mA}} \right) \quad (12)$$

$$\text{Multiplicador}_{80^\circ} = \left(\frac{\text{Corrente}_{\text{Norm}80^\circ}}{32\text{mA}} \right) \quad (13)$$

Dessa forma foram obtidos os dois valores dos perfis de amplitude necessários para mover o braço dos voluntários até os ângulos desejados de 40° e 80°. Já os perfis temporais de frequência e duração do pulso foram mantidos constantes, como na Fase I, em 40 Hz e 150 μs, respectivamente. Para cada sujeito foram efetuadas duas sequências de cinco movimentos de flexão do cotovelo. O tempo de pausa entre cada movimento de flexão e entre cada mudança de multiplicador foi de 3 segundos e de 3 minutos, respectivamente.

Para a Parte II do estudo a Equação 14 foi escrita como a Equação 15. A Equação 15 foi obtida através da regressão linear entre a corrente, sem normalização, e a angulação do movimento de flexão da articulação do cotovelo. As equações para *I_{pico}* sem normalização pelas variáveis antropométricas para as angulações de 40° e 80° podem ser encontradas nas Equações 16 e 17.

$$\text{Corrente} = (a \cdot \text{ângulo}) + b \quad (14)$$

$$\text{Corrente} = [(0,2507 \cdot \text{ângulo}) + 16,3056] \quad (15)$$

$$\begin{aligned} \text{Corrente}_{40^\circ} &= [(0,2507 \cdot 40^\circ) + 16,3056] \\ \text{Corrente}_{40^\circ} &= [26,3336\text{mA}] \end{aligned} \quad (16)$$

$$\begin{aligned} \text{Corrente}_{80^\circ} &= [(0,2507 \cdot 80^\circ) + 16,3056] \\ \text{Corrente}_{80^\circ} &= [36,3616\text{mA}] \end{aligned} \quad (17)$$

Na [Tabela 6](#) encontram-se as informações sobre sexo, peso, altura, idade e valores das circunferências do braço dos participantes da Fase II.

Tabela 6 – Características antropométricas dos voluntários da Fase II.

Voluntários	Sexo	Peso	Atura	Idade	Circunferência do braço
1	F	67,0	1,65	27	31
2	F	53,6	1,70	33	24
3	M	77,9	1,65	29	30
4	F	51,0	1,61	20	22
5	F	80,0	1,66	30	32
6	M	75,0	1,85	25	30
7	F	67,0	1,75	31	28
8	F	61,0	1,71	21	25
9	F	59,0	1,68	20	24
10	F	46,8	1,53	27	25
11	M	85,0	1,84	23	34
12	F	51,3	1,52	24	25
13	F	59,0	1,68	25	24
14	F	56,5	1,58	24	26
15	M	66,0	1,82	21	26
16	M	77,0	1,73	30	31
17	F	49,8	1,58	22	29
18	F	43,6	1,61	26	25
19	F	58,2	1,66	36	26

Onde F=feminino e M=masculino.

Foi calculado o $Erro_{relMáx40^\circ}$ (Equação 18) e o $Erro_{relMáx80^\circ}$ (Equação 19) dos valores das angulações atingidas com relação as angulações esperadas.

$$Erro_{relMáx40^\circ} = MAX\left(\frac{\hat{anguloMáx}_{40^\circ} - 40}{40}\right) \quad (18)$$

onde, $\hat{AnguloMáx}$ são as angulações máximas atingidas para os ângulos de 40 °.

$$Erro_{relMáx80^\circ} = MAX\left(\frac{\hat{anguloMáx}_{80^\circ} - 80}{80}\right) \quad (19)$$

onde, $\hat{AnguloMáx}$ são as angulações máximas atingidas para os ângulos de 80 °.

Foi calculado também o erro médio quadrático para obtenção da angulação de 40 ° (EMQ_{40°) e 80 ° (EMQ_{80°) da articulação do cotovelo. O cálculo do EMQ_{40° e do EMQ_{80° podem ser vista nas Equações 20 e 21, respectivamente.

$$EMQ_{40^\circ} = \frac{desvioPadrão(\hat{anguloMáx}_{40^\circ} - 40)}{40} \quad (20)$$

$$EMQ_{80^\circ} = \frac{desvioPadrão(\hat{anguloMáx}_{80^\circ} - 80)}{80} \quad (21)$$

Os valores máximos atingidos para predição da intensidade de corrente para se alcançar angulações de 40° e 80° na Parte I e Parte II da Fase II podem ser encontrados na Figura 30.

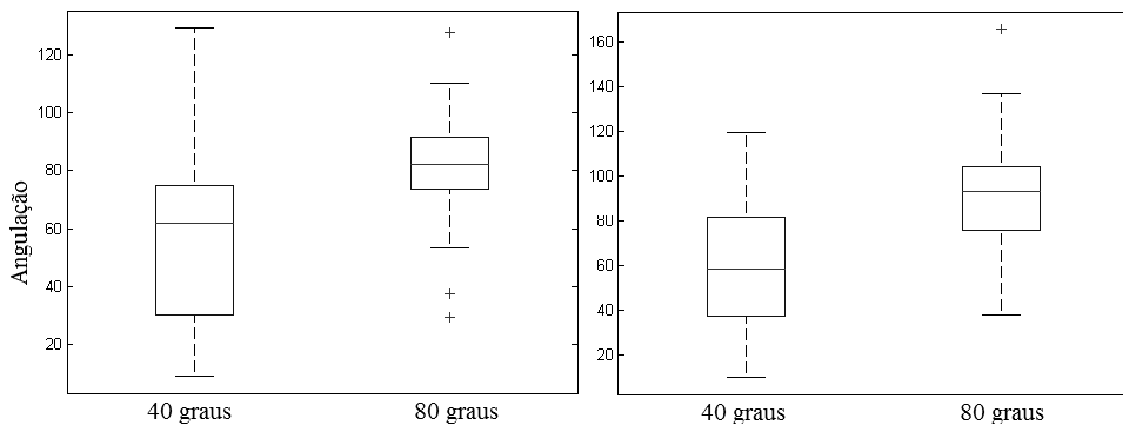


Figura 30 – *Boxplot* das angulações atingidas (valores em termos absolutos). O gráfico da esquerda mostra os valores das angulações alcançadas pela predição de corrente normalizada pela circunferência do braço do sujeito para o ângulo de 40 ° (primeiro *boxplot*) e para o ângulo de 80 ° (segundo *boxplot*) da articulação do cotovelo, e o gráfico da direita mostra os valores das angulações alcançadas pela predição de corrente sem normalização, para ângulo de 40 ° (primeiro *boxplot*) e de 80 ° (segundo *boxplot*) da articulação do cotovelo.

Tabela 7 – Erro relativo máximo e erro médio quadrático calculado para predição de correntes normalizadas pela circunferência do braço e não normalizadas, para ângulos de 40 ° e 80 ° da articulação do cotovelo.

	Erro relativo Máximo (%) 40 graus	Erro relativo Máximo (%) 80 graus	Erro médio quadrático 40 graus (%)	Erro médio quadrático 80 graus (%)
Corrente Normalizada.	89,82	35,15	24,13	14,35
Corrente não normalizada.	198,3	106,92	27,63	26,70

Os indivíduos participantes da Fase II foram separados em relação ao sexo para cálculo do $Erro_{relMáx40^\circ}$, $Erro_{relMáx80^\circ}$, EMQ_{40° e EMQ_{80° calculado para predição de correntes normalizadas pela circunferência do braço e não normalizadas para ângulos de 40 e 80 graus. Na [Tabela 8](#) estão os valores dos erros para sexo feminino e na [Tabela 9](#) os valores dos erros para o sexo masculino.

Tabela 8 – Erros da corrente normalizada pela circunferência do braço e não normalizada, para predição de ângulos de 40 ° e 80 ° da articulação do cotovelo em indivíduos do sexo feminino.

	Erro relativo Máximo 40 graus (%)	Erro relativo Máximo 80 graus (%)	Erro quadrático 40 graus (%)	Erro médio quadrático 80 graus (%)
Corrente Normalizada (Mulheres)	89,82	33,49	57	17
Corrente não normalizada (Mulheres)	154,48	106,92	75	35

Tabela 9 - Erros da corrente normalizada pela circunferência do braço e não normalizada, para predição de ângulos de 40 ° e 80 ° da articulação do cotovelo em indivíduos do sexo masculino

	Erro relativo Máximo 40 graus (%)	Erro relativo Máximo 80 graus (%)	Erro médio quadrático 40 graus (%)	Erro médio quadrático 80 graus (%)
Corrente Normalizada (Homens)	88,97	35,15	69	17
Corrente não normalizada. (Homens)	198,30	41,57	86	23

CAPÍTULO 7

7 DISCUSSÃO

A utilização de medidas antropométricas para controle dos parâmetros de intensidade, duração e frequência dos pulsos de corrente configurados em equipamentos de estimulação elétrica não são muito estudados (MAFFIULETT *et al.*, 2008; MAFFIULETT 2010; PETROFSKY, 2008). A proposta do presente estudo foi averiguar a influência de variáveis antropométricas na modulação da intensidade de corrente em equipamento de eletroestimulação, e dessa forma contribuir para o aprimoramento de protocolos de utilização em eletroestimuladores nas clínicas e centros de reabilitação.

Existem alguns fatores que podem influenciar na intensidade da corrente configurada no eletroestimulador (MESIN, 2005; PETROFSKY, 2008; TOMAZIN, 2011). Conforme descrito no capítulo 4 (sessão 4), fatores como quantidade de tecido subcutâneo, temperatura dos tecidos e forma de onda da corrente interferem na quantidade de corrente que chega ao músculo. Discorrido isso, seria presumível pensar que um segmento com maior massa precise de maiores intensidades de corrente para se chegar a uma determinada posição do que um seguimento com menor massa.

Em estudo com indivíduos saudáveis, Maffiuleti, *et al.* (2008) utilizaram modulação na intensidade da corrente no músculo quadríceps para analisar diferenças nos limiares sensoriais, motores e supramotores em homens e mulheres. A intensidade do estímulo foi aumentada progressivamente atingindo o limiar sensitivo (sem contração), limiar motor (esboço de contração) e limiar supramotor (10 % da contração voluntária máxima). As mulheres apresentaram diminuição do limiar sensitivo (43 %) e do limiar supramotor do quadríceps (17 %), com o uso de menores níveis de intensidade de corrente, quando comparado com indivíduos do sexo masculino. Esses resultados podem ser explicados porque homens apresentaram área de secção transversa muscular relativamente maior (77cm²) do que as mulheres (53cm²), sendo que a área do eletrodo utilizada para eletroestimar essas diferentes áreas musculares foi a mesma (25cm²), assim, a área relativa do músculo estimulado foi maior nos voluntários de sexo feminino. Dessa forma, eles concluíram que para uma dada intensidade de corrente

aplicada, uma grande porção muscular do quadríceps pode ser ativada em sujeitos que apresentaram menor área de secção transversa muscular.

Alguns estudos da literatura afirmam que o tecido gorduroso interfere na propagação da corrente para o músculo (PETROFKY, 2008; LAGHI, 2009b). No presente trabalho, entre as variáveis antropométricas investigadas, independente do sexo, houve correlação mais forte entre a *I_{pico}* e a circunferência do braço ($r=0,69$). Quando os voluntários foram divididos por sexo e foram calculadas as correlações existentes entre a corrente normalizada pelas variáveis antropométricas e a *AngMáx* alcançada durante os movimentos de flexão da articulação do cotovelo (Tabela 4 e Tabela 5) observou-se que houve maior correlação da corrente normalizada pela AGB de mulheres ($r=0,70$) do que a corrente normalizada pela AGB de homens ($r=0,56$). O mesmo ocorreu para corrente normalizada pela circunferência do braço, onde mulheres apresentaram correlação de 0,75 e homens correlação de 0,70. Entretanto, Neste estudo, esperava-se que a estimativa da área gordura do braço apresentasse forte correlação com a corrente aplicada, mas isso não aconteceu (correlação de 0,59, $p<0,05$). A utilização da estimativa da área de gordura do braço teve como cálculo base a dobra cutânea tricipital. Talvez a estimativa da área de gordura utilizando medidas de dobra cutânea seja o motivo de fraca correlação. Estudo conduzido por Tomazin *et al.*, (2011) mostrou que a quantidade de tecido subcutâneo é proporcional à profundidade do nervo femoral estimulado. Eles constataram através de exame de ressonância magnética que homens com IMC de 20 a 25 kg/m² apresentaram uma profundidade do nervo femoral de 7-9 mm, ao passo que essa profundidade aumenta para 40-45 mm em indivíduos obesos com IMC de 30 a 35 kg/m². Portanto, quanto mais distante o nervo motor está dos eletrodos de estimulação, menor será o torque muscular gerado pelo quadríceps. A quantidade de tecido adiposo interfere no aumento dessa distância.

Embora no nosso estudo não se tenha encontrado forte correlação entre a *AngMáx* e a *I_{pico}* normalizada pelas variáveis antropométricas estudadas, em comparação com a correlação entre a *AngMáx* e a *I_{pico}* não normalizada, vale ressaltar que houve menor $Erro_{rel,MAX}$ da *I_{pico}* normalizada pela circunferência do braço (80,41 %) do que da *I_{pico}* sem normalização (89,71 %). Todavia, o *EMQ* da *I_{pico}* normalizada pela circunferência do braço foi maior (28,29 %) quando comparado com a *I_{pico}* sem normalização (27,43 %). Quando a análise foi feita de forma dependente do sexo dos

voluntários, observou-se que nos indivíduos do sexo feminino houve menor $Erro_{relMAX}$ da corrente sem normalização (42,43 %) e do EMQ (21,01 %) em relação aos indivíduos do sexo masculino (Tabela 6Tabela-6). Também houve menor $Erro_{relMAX}$ da $Ipico$ normalizada pela AMB e do EMQ da $Ipico$ normalizada pela circunferência do braço (28,51 %). Essa diferença nos valores de correlação e nos erros quando separados por sexo deixa clara a necessidade de pesquisas que possam explorar o uso ou não uso de variável antropométrica como medida de normalização da intensidade de corrente utilizada pelo estimulador elétrico.

Na Fase II (Tabela 7Tabela-7), as medidas do $Erro_{relMAX}$ utilizando a circunferência do braço como medida de normalização para predição das angulações de 40 ° e 80 °, foram 89,82 % e 35,15 %, respectivamente. Esse mesmo erro calculado para a corrente sem normalização, para se alcançar as mesmas angulações foi de 198,30 % para 40 ° e 106,92 % para 80 °, respectivamente. Também foi encontrado menor EMQ para alcance das amplitudes articulares de 40 ° (60,32 %) e 80 ° (17,94 %) quando se normalizou a $Ipico$ pela circunferência do braço. O mesmo não foi observado para corrente sem normalização para predição das mesmas angulações, 40 ° (69,07 %) e 80 ° (33,38 %). Ainda na Fase II, quando a análise foi feita dependente do sexo dos voluntários, observou-se que os indivíduos do sexo feminino apresentaram menor $Erro_{relMAX}$ da $Ipico$ normalizada pela circunferência do braço para predição da amplitude articular de 40 ° (89,82 %) e de 80 ° (33,49 %). O mesmo foi notado em relação ao EMQ (57,84 % para 40 ° e 17,78 % para 80 °). Assim como ocorreu com as mulheres, os homens também apresentaram menor $Erro_{relMAX}$ da $Ipico$ normalizada pela circunferência do braço para predição da amplitude articular de 40 graus (88,97 %) e para 80 graus (35,15 %) e menor EMQ na intensidade de corrente normalizada pela circunferência do braço (69,88 % para 40 ° e 17,85 % para 80 °). Atribui-se maior acerto da intensidade de corrente para predição de maiores amplitudes (80 °) em ambos os sexos, à dificuldade existente da intensidade de corrente aplicada em vencer a inércia de um segmento em repouso, sendo, portanto necessário um controle mais fino para predição de movimentos angulares menores (40 °).

A elevada dispersão nos resultados angulares obtidos por meio das correntes de estimulação estimadas pode ter sido causada por diversos motivos, dentre os quais a

participação do voluntário (que não se mantinha relaxado durante o experimento), a colocação dos eletrodos e alguns aspectos do eletroestimulador.

Na Fase I do experimento, devido as dificuldades encontradas pelos voluntários em se manter relaxados durante o experimento, observou-se que eles fizeram compensações musculares, principalmente para os valores mais elevados da intensidade da corrente aplicada (multiplicadores de 1,2 e 1,6), por isso, o movimento de flexão requerido não foi totalmente controlado pelo eletroestimulador. Isso pode ter contribuído para alterações entre as *AngMáx* em uma mesma sequência de movimento para um mesmo nível de corrente aplicado. Essa heterogeneidade nas *AngMáx* para um mesmo valor de corrente também foi observado na Fase II do estudo.

Nesse estudo optou-se por posicionamento dos eletrodos próximo ao ponto motor muscular com o objetivo de tornar a estimulação mais eficiente. A medida foi padronizada posicionando-se os eletrodos 2,5 cm acima e 2,5 cm abaixo do ponto motor muscular. Merletti *et al.* (2010) em estudo com eletromiografia de superfície concluíram que para pequenas variações articulares do cotovelo em indivíduos saudáveis, ocorre uma mudança considerável na zona de inervação muscular e para nós, isso sugere perda da efetividade da eletroestimulação, tendo em vista que estimular um músculo sobre ou próximo o seu ponto motor torna a resposta motora mais eficiente (FORRESTER *et al.*, 2004; VANDERTHOMMEN *et al.*, 2007). Neste trabalho, constatou-se que o ponto motor do bíceps braquial foi diferente entre os sujeitos, assim como em um mesmo sujeito em dias diferentes (Parte I e Parte II).

No presente trabalho, somente foi modulada a intensidade de corrente, deixando a duração e a frequência do estímulo constantes. Talvez a variação na frequência ou duração de pulso sejam parâmetros mais sensíveis às características antropométricas dos indivíduos. Logo, adequações feitas não somente na intensidade da corrente, mas também na duração e frequência dos pulsos de estimulação poderiam ajudar na suavidade e conforto da estimulação elétrica neuromuscular e melhorar a estimativa da corrente. Estudo conduzido por Kezar *et al.* (2008) mostrou que estratégias de estimulação com modulação na frequência e na duração dos pulsos maximizam a força muscular isométrica do quadríceps. Eles compararam a força do músculo utilizando duração de pulso constante e modulação na frequência (22 trens de pulsos de 300 ms com duração de pulso de 600 μ s e frequência de 10 a 100 Hz); frequência constante e modulação na duração do pulso (22 trens de pulso de 300ms com frequência de 60 Hz e duração de pulso de 100 a 600 μ s); e frequência e duração de pulso constantes (11 trens

de pulso de 770 ms com duração de pulso de 600 μ s e frequência de 14 Hz). Os resultados mostraram que o protocolo que utilizou modulação na frequência de estimulação obteve aumento de 15,5 % na força máxima, enquanto que os protocolos com modulação na duração do pulso e sem modulação obtiveram declínio na força de 6,2 % e 31,2 %, respectivamente. Os autores concluem que modular a frequência de estimulação é uma estratégia a ser considerada no controle da força muscular em equipamentos de FES.

Outro aspecto que pode estar correlacionado com a dispersão dos resultados é o efeito de habituação à corrente aplicada, observado tanto na Fase I, quanto na Fase II. Entende-se por habituação a característica de ignorar um estímulo que acontece com uma certa constância e por isso fica sem importância (BEAR *et al.*, 2008). O SNC acostuma-se com o estímulo elétrico e atenua seu efeito, que é refletido na contração muscular. Modulações na frequência, intensidade e duração dos pulsos de corrente fazem com que haja uma diminuição no processo de habituação. Neste estudo, a modulação feita somente na intensidade da corrente pode ter levado a uma taxa de habituação razoável. Pode-se observar em alguns sinais que em uma sequência de cinco movimentos de flexão da articulação do cotovelo, representados pelo sinal de goniometria, geralmente nos últimos ciclos houve diminuição na angulação. Entretanto, existem autores que questionam se a modulação nos parâmetros utilizados diminui consideravelmente este acontecimento neural. Estudo que comparou estimulação elétrica interferencial com modulação na frequência e sem modulação na frequência dos pulsos aplicados, mostrou que não houve diferenças significativas entre elas, não oferecendo subsídios que a modulação na frequência diminui a taxa de habituação. Segundo Spielholz *et al.*, (1995), o fenômeno da habituação é confundido com o fenômeno da acomodação. A acomodação consiste da não responsividade da fibra nervosa ao estímulo elétrico. Pulsos com início abrupto (tempo de subida) acarretam despolarização da fibra nervosa porque não há tempo de haver a acomodação. Se a corrente aumenta lentamente, a fibra nervosa pode se acomodar ao fluxo de corrente e o limiar para ocorrer o potencial de ação torna-se maior.

CAPÍTULO 8

8 CONCLUSÃO

Nossos resultados propiciaram um melhor entendimento sobre o uso de características antropométricas na estimativa da intensidade de corrente da eletroestimulação utilizada para evocar flexões do cotovelo com determinadas amplitudes articulares. A priori, nos parecia plausível que características antropométricas influenciassem de forma mais marcante o valor da corrente necessária para movimentação de um determinado segmento corporal. Contudo, dadas as restrições e limitações do estudo, os achados são considerados ainda inconclusivos na determinação da dependência da amplitude da corrente em relação às características do sujeito.

REFERÊNCIAS

AL-ABDULWAHAB, S. S., AL-KHATRAWI, W. M., 2009, "Neuromuscular electrical stimulation of the gluteus medius improves the gait of children with cerebral palsy", *NeuroRehabilitation*, v. 24, n. 3 (Mar), pp. 209-217.

BABAULT, N., COMETTI, G., BERNARDIN, M. et al., 2007, "Effects of electromyostimulation training on muscle strength and power of elite rugby players", *Journal of Strength & Conditioning Research (Allen Press Publishing Services Inc.)*, v. 21, n. 2, pp. 431-437.

BEAR, F. M., CONNORS, W. B., PARADISO, A. M., 2008, *Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso*. 3 ed. Porto Alegre, Artmed.

BREEN, P. P., GAVIN, C., DEREK, T. O. et al., 2009, "A programmable and portable NMES device for drop foot correction and blood flow assist application", *Medical Engineering and Physics*, v. 31, pp. 400-408.

COSTILL D. L., WILLMORE J. H., 2001, *Fisiologia do Esporte e do Exercício*. 1 ed. São Paulo, Manole.

DEHENY, E. P., CAUFIELD, B. M., MINOGUE, C., M. et al., 2010, "Effect of subcutaneous fat thickness and surface electrode configuration during neuromuscular electrical stimulation", *Medical Engineering and Physics*, v. 32, n. 5 (May) pp. 468-474.

DIESSEL, E., FUERST, T., NJEH, C. F. et al., 2000, "Evaluation of a new body composition phantom for quality control and cross-calibration of DXA devices", *Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 2 (Feb), pp. 599 -605.

ESNOUF, J. E., TAYLOR, P. N., MANN, G. E. et al., 2010, "Impact on activities of daily living using a functional electrical stimulation device to improve dropped foot in people with multiple sclerosis, measured by the Canadian Occupational Performance Measure", *Multiple Sclerosis*, v. 16, n. 9 (Out), pp. 1141-1147.

FOGELHOLM, M., VAN, M. L. W., 1997, "Comparison of body composition methods: a literature analysis", *European Journal of Clinical Nutrition*, v. 51, n. 8 (Aug), pp. 495-503.

FORRESTER, B. J., PETROFSKY, J. S., 2004, "Effect of Electrode Size, Shape, and Placement During Electrical Stimulation", *The Journal of Applied Research*, v. 4, n. 2 (Feb), pp. 246-354.

FORSLUND, A. H., JOHANSSON, A. G., SJODIN, A., 1996, "Evaluation of modified multicompartement models to calculate body composition in healthy males", *Evaluation of modified multicompartement models to calculate body composition in healthy males*, v. 63, n. 6 (Jun), pp. 856 -862.

FRANCHINI, E. NUNES, A. V., MORAES, J. M. et al., 2007, "Physical fitness and anthropometrical profile of the Brazilian male judo team", *Journal of Physiological Anthropology*, v. 26, n. 2 (Feb), pp. 59-67.

FRISANCHO, A. R., 1974, "Triceps skin fold and upper arm muscle size norms for assessment of nutritional status", *American Journal of clinical Nutrition*, v. 27, pp. 1052-1058.

GIGANTE, D. P., VICTORIA, C. G., BARROS, F. C. et al., 2001, "Breast-Feeding Has a Limited Long-Term Effect on Anthropometry and Body Composition of Brazilian Mothers", *The Journal of Nutrition*, v. 131, n. 1 (Jan), pp. 78-84.

GLANZ, M., KLAWANSKY, S., STASON, W., 1996, "Functional electrostimulation in poststroke rehabilitation: a meta-analysis of the randomized controlled trials", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 77, n. 6, pp. 549-553.

GLINSKY, J., HARVEY, L., VAN, E. P., 2007, "Efficacy of electrical stimulation to increase muscle strength in people with neurological conditions: a systematic review", *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, v. 12, n. 3 (May), pp. 175-194.

GREGORY, C. M., BICKEL, C. S., 2005, "Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation", *Physical Therapy*, v. 85, n. 4 (Apr), pp. 358-364.

GUYTON, A. C., 1998, *Fisiologia Humana*. 6 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

HAMILL, J., KUNTZEN, K. M., 1999, *Bases Biomecnicas do Movimento Humano*. 1 ed. São Paulo, Manole.

HARA, Y., 2008, "Neurorehabilitation with new functional electrical stimulation for hemiparetic upper extremity in stroke patients", *Journal Nipponic Medicine Scholar*, v. 75, n. 1 (Jan), pp. 1345-4676.

HENNEMAN, E., SOMJEN, G., CARPENTER, D. O., 1965, "Functional significance of cell size in spinal motoneurons", *Journal of Neurophysiology*, v. 28, pp. 560-580.

HEYWARD, V., 2001, "ASEP Methods Recommendation: Body Composition Assessment", *Journal of Exercise Physiology Online*, v. 4, n. 4, pp. 1-12.

HOWARD, L. *Human Muscle TEM*: Dartmouth Electron Microscope Facility. Disponível em: <<http://remf.dartmouth.edu/images/humanMuscleTEM/source/2.html>>. Acesso em: 08 jun. 2011.

KAMIMURA, M., A., AVESANI, C., M., CENDOROGLO, M., et al., 2003, "Comparison of skinfold thicknesses and bioelectrical impedance analysis with dual energy X ray absorptiometry for the assessment of body fat in patients on long term haemodialysis therapy", *Nephrology Dialysis Transplantation*, v. 18, n. 1 (Jan), pp. 101 -105.

KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H., JESSELL, T. M., 2003, *Principles of Neural Science*. New York United States of America, McGraw-Hill Companies.

KAPADIA, M. N., FURLAN, J., CRAVEN, B. C. et al., 2011, "Functional Electrical Stimulation Therapy for Grasping in Traumatic Incomplete Spinal Cord Injury: Randomized Control Trial", *Artificial Organs*, v. 35, n. 3, pp. 212-216.

KEITH, M., W., KILGORE, K. L., PECKHAM, P. H. et al., 1996, "Tendon transfers and functional electrical stimulation for restoration of hand function in spinal cord injury", *The Journal of Hand Surgery*, v. 21, n. 1 (Jan), pp. 89-99.

KESAR, T., CHOU, L., BINDER-MACLEOD, S. A., 2008, "Effects of stimulation frequency versus pulse duration modulation on muscle fatigue", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.18, n. 4 (Apr), pp. 662-671.

Ko, C. P., NEIL, J. S., PAUL, B. B., 2001, *Neuromuscular System - International Encyclopedia of the Social & Behavioral Sciences*. Oxford, Pergamon.

KITCHEN, S., 2003, *Eletroterapia: Prática Baseada em Evidências*. 11 ed. São Paulo, Manole.

KNIGHT, C. A., CAMEN, G., 2005, "Superficial motor units are larger than deeper motor units in human vastus lateralis muscle", *Muscle and Nerve*, v. 31, n. 4 (Apr), pp. 475-480.

JURKAT-ROTT, K., FAULER, M., LEHMANN-HORN, F., 2006, "Ion channels and ion transporters of the transverse tubular system of skeletal muscle", *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, v. 27, n. 5 (May), pp. 275-290.

LAGHI, F., 2009, "Advancing femoral nerve stimulation into the stage of science", *Journal of Applied Physiology*, v. 106, n. 2, pp. 356-357.

LASKEY, M. A., 1996, "Dual-energy X-ray absorptiometry and body composition", *Nutrition*, v. 12, n. 1 (Jan), pp. 45-51.

LIEBER, R., 2002, *Skeletal muscle structure, function, and plasticity: The physiological basis of rehabilitation*. 2 ed. Lippincott Williams and Wilkins.

LIBERSON, W. T., HOLMQUEST, H. J., SCOT, D. et al., 1961, "Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 42, pp. 101-105.

LUNARDI, C. C., PETROSKI, E. L., 2008, "Body Mass Index, Waist Circumference and skinfolds for predicting lipid abnormalities in 11 years old children, *Arquivos Brasileiros de Endocrinologia e Metabologia*, v. 52, n. 6 (Jun), pp. 1009-1014.

MAFFIULETTI, N. A., HERRERO, A. J., JUBEAU, M. et al., 2008, "Differences in electrical stimulation thresholds between men and women", *Annals of Neurology*, v. 63, n. 4 (Apr), pp. 507-512.

MAFFIULETT, N., 2010, "Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation", *European Journal of Applied Physiology*, v. 110, n. 2 (Feb), pp. 223-234.

MCARDLE, W. D., KATCH, F. I., KATCH, V. L., 1998, *Fisiologia do Exercício: Energia, Nutrição e Desempenho Humano*, 4 ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

MERLETTI, R., AVENTAGIATTO, M., BOTTER, A. et al., 2010, "Advances in surface EMG: Recent progress in detection and processing techniques", *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v. 38, n. 4, pp. 305-345.

MESIN, L., FARINA, D., 2005, "A model for surface EMG generation in volume conductors with spherical inhomogeneities", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 52, n. 12, pp. 1984-1993.

MIERZEJEWSKA-KRZYZOWSKA, B., DRZYMALA-CELICHOWSKA, H., CELICHOWSKA, J., 2011, "Gender Differences in the Morphometric Properties of Muscle Fibres and the Innervation Ratio of Motor Units in Rat Medial Gastrocnemius Muscle", *Anatomia, Histologia, Embryologia – Journal of Veterinary Medicine*, pp.1439-0264.

MIGUEL, F. C., 2011, "*Quantificação do tônus muscular em ratos saudáveis utilizando um dinamômetro isocinético*". Dissertação de M. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

MOURSELAS, N., GRANAT, M. H., 1998, "Evaluation of patterned stimulation for use in surface functional electrical stimulation systems", *Medical Engineering and Physics*, v. 20, n. 5 (May), pp. 319-324.

NELSON, R. M., HAYER, K. W., CURRIER, D. P., 1999, *Clinical Electrotherapy*. 3 ed. Stamford, Appleton e Lange.

NG, M. F. W., TONG, R., LI, L. S. W., 2011, "A Pilot Study of Randomized Clinical Controlled Trial of Gait Training in Subacute Stroke Patients With Partial Body-Weight Support Electromechanical Gait Trainer and Functional Electrical Stimulation: Six-Month Follow-Up", *Stroke*, v. 39, n. 1 (Jan), pp. 154-160.

PECKHAM, P. H., KNUTSON, J. S., 2005, "Functional electrical stimulation for neuromuscular applications" *Annual Review of Biomedical Engineering*, v. 7, pp. 327-360.

PETROFSKY, J., 2008, "The effect of the subcutaneous fat on the transfer of current through skin and into muscle" *Medical Engineering and Physics*, v. 30, n. 9, pp. 1168-1176.

PIERCE, S. L., ORLIN, M. N., LAUER, R. T. et al., 2004, "Comparison of percutaneous and surface functional electrical stimulation during gait in a child with hemiplegic cerebral palsy", *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 83, n. 10, pp. 798-805.

POMPEU, F., GABRIEL, D., PENA, G. B., 2004, "Áreas de secção transversa do braço: implicações técnicas e aplicações para avaliação da composição corporal e da força dinâmica máxima", *Revista Brasileira de Medicina*, v. 10, n. 3 (Mar), pp. 202-206.

POPOVIC, D. B., SINKAER, T., POPOVIC, M. B., 2006, "Electrical stimulation as a means for achieving recovery of function in stroke patients", *NeuroRehabilitation*, v. 25, n. 1 (Jan), pp. 45-58.

POWELL, J., PANDYAN, A. D., GRANAT, M. et al., 1999, "Electrical stimulation of wrist extensors in poststroke hemiplegia", *Stroke a Journal of Cerebral Circulation*, v.30, n.7 (Jul), pp. 1384-1389.

PURSLOW, P. P., 2010, "Muscle fascia and force transmission", *Journal Bodywork Movement Therapies*, v. 14, n. 4 (Apr), pp.411-417.

REZENDE, F., ROSADO, L., FRANSCSCHINNI, S. et al., 2007, "Critical revision of the available methods for evaluate the body composition in population-based and clinical studies", *Archivos Latinoamericanos De Nutrición*, v. 57, n.4 (Apr), pp. 327-334.

ROBERTSON, V., WARD, A., JOHN, L., ANN, R., 2009. *Eletroterapia Explicada: Princípios e prática*. 4 ed. Rio de Janeiro, Elsevier.

RODRIGUES, M. N., SILVA, S. C., MONTEIRO, W. et al., 2001, "Estimativa da gordura corporal através de equipamentos de bioimpedância, dobras cutâneas e pesagem hidrostática", *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v.7, n.4 (Apr), pp. 125-131.

SARRIA, A., MORENO, L. A., GARCÍA-LLOP, L. A., 2001, "Body mass index, triceps skinfold and waist circumference in screening for adiposity in male children and adolescents", *Acta Paediatrica*, v.90, n.4 (Apr), pp. 387-392.

SCOTT, W., STEVENS, J., BINDER-MACLEOD, S. A., 2001, "Human skeletal muscle fiber type classification", *Physical Therapy*, v. 81, n. 11, pp. 1810-1816.

SERPELINO C. E., HIDEKI O. A., GLANER, M. F. et al., 2003, "Impacto da utilização de diferentes compassos de dobras cutâneas para a análise da composição corporal", *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v.9, n. 3, (Mar) pp. 150-153.

SHEFFLER, R., HENNESSEY, M. T., NAPLES, G. G. et al., 2006, "Peroneal nerve stimulation versus an ankle foot orthosis for correction of footdrop in stroke: Impact on functional ambulation", *Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 20, n.3 (Mar), pp. 355-360.

SPIELHOLZ, N., NOLAN, M., 1995, "Conventional TENS and the phenomena of accommodation adaptation, habituation and electrode polarization", *Journal of Clinical Electrophysiology*, v. 7, pp. 16-19.

THRASHER, A., GRAHAM, G. M., POPOVIC, M., 2005, "Reducing Muscle Fatigue Due to Functional Electrical Stimulation Using Random Modulation of Stimulation Parameters", *Artificial Organs*, v. 29, n. 6 (May), pp. 453-458.

THRASHER, T. A., ZIVANOVIC, V., MCILROY, W. et al., 2008, "Rehabilitation of reaching and grasping function in severe hemiplegic patients using functional electrical stimulation therapy", *Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 22, n. 6 (Jun), pp. 706-714.

TOMAZIN, K., VERGES, S., DECORTE, N. et al., 2011, "Fat tissue alters quadriceps response to femoral nerve magnetic stimulation", *Clinical Neurophysiology*, v. 122, n. 4, pp. 842-847.

TONG, R. K., NG, M. F., LI, L. S., 2006, " Effectiveness of Gait Training Using an Electromechanical Gait Trainer, With and Without Functional Electric Stimulation, in Subacute Stroke: A Randomized Controlled Trial", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 87, n. 10, pp. 1298-1304.

UMPHRED, D., 1994, *Fisioterapia Neurológica*. São Paulo, Manole.

VANDERTHOMMEN, M., DUCHATEAU, J., 2007, "Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system", *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 35, n. 4, pp. 180-185.

VELLOSO, B. J., 2007, "*Sistema para Estimulação Elétrica Funcional (FES-PEB)*". Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

WARD, A. R., 2002, "Russian electrical stimulation: the early experiments", *Physical Therapy*, v. 82, n. 10, pp. 1019-1030.

WILDER, R. P., WIND, T. C., JONES, E. V. et al., 2002. "Functional electrical stimulation for a dropped foot" *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, v. 12, n. 3 (Mar), pp. 149-159.

YU D. T., CHAE, J., WALKER, M. E. et al., 2004, "Intramuscular neuromuscular electric stimulation for poststroke shoulder pain: A multicenter randomized clinical trial", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v., 85, n. 5 (May), pp. 695-704.