



INFLUÊNCIA DE PARÂMETROS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NA
CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA DO QUADRÍCEPS

Ingrid Johanna Rodríguez Bohórquez

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

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Rio de Janeiro
Setembro de 2012

INFLUÊNCIA DE PARÂMETROS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NA
CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA DO QUADRÍCEPS

Ingrid Johanna Rodríguez Bohórquez

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. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Profa. Ana Paula Fontana, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

SETEMBRO DE 2012

Bohórquez, Ingrid Johanna Rodríguez

Influência de Parâmetros da Estimulação Elétrica na
Contração Concêntrica do Quadríceps / Ingrid Johanna Rodríguez
Bohórquez. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XI, 69 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de
Engenharia Biomédica, 2012.

Referencias Bibliográficas: p. 62-69.

1. Estimulação Elétrica Funcional. 2. Variação Angular. 3.
Força Muscular. I. Souza, Marcio Nogueira de *et al.* II.
Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de
Engenharia Biomédica. III. Título.

“Agradable noticia, sentirse al mismo tiempo maestro e inspirador”.

Eugenio Montale

“El que en un arte ha llegado a maestro puede prescindir de las reglas”.

Arturo Graf

Dedicatória

Dedico esta dissertação de mestrado a minha priminha Carolyn Rodríguez Flechas, a quem prometi ver com mais frequência quando voltasse... Agora que ela esta no céu não vou poder vê-la mais, mas a sinto no meu coração e a tenho perto da minha alma.

Carito fui longe de você perseguindo um sonho e hoje o alcancei.

Agradecimentos

Primeiro a Deus... Coloquei o meu caminho em suas mãos, confiei nele e ele fez que tudo desse certo, não me abandonou jamais, iluminou meus passos e me deu discernimento. São dele as minhas vitórias, por que sem ele provavelmente em algum momento tivesse desistido.

As minhas famílias... Aqueles que estão na Colômbia que tem me acompanhado e apoiado em cada etapa da minha vida inclusive na distância e com saudade, aqueles que estão no céu e me protegem desde lá e aqueles que estão no Brasil, me adotaram e me dão alegria e força. Obrigada Diego por me compartilhar a sua família e ser meu companheiro de todas as horas, o amor de vocês é um potente motor para alcançar qualquer meta.

Aos meus orientadores Marcio Nogueira de Souza e Alexandre Visintainer Pino, que sempre acreditando em mim jamais interromperam meu pensamento e conseguiram, mesmo sem eu perceber, que tomasse uma boa direção. Obrigada por estarem sempre presentes com disposição e paciência.

Aos todos os professores e colaboradores do PEB, que com seus conhecimentos estão sempre prestes a colaborar, resolver dúvidas e dar dicas.

Aos meus amigos, colegas e queridas criancinhas de IC sem sua companhia e ajuda, tudo teria sido muito mais difícil. Obrigada a: Nárrima, João, Denise, Aluizio, Diogo, Marco Antônio, Fabio Cupti, Felipe, Luisa, Pamela, Catia, Carol, Délio, Mariá, Bruna, Débora, Francisco, Dilermando, Danielle, Alva, Marcio, Ivan, André, Anderson, Timóteo, Hugo, Fernando, Thiago, Jesus, Will, Aline, Rafael, Cristina, Kate, Harold Alexander, Leonardo, Paulo, todos os Colombianos, meus voluntários... E todos aqueles que tocaram minha vida e acompanharam meu caminho.

Aos meus chefes e colegas de trabalho que me ofereceram todo o seu apoio para conseguir chegar ao final do meu projeto. Um agradecimento especial a Moreno que me colaborou com as figuras.

Agradeço também ao CNPQ e o convênio PEC-PG pelo apoio financeiro.

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

INFLUÊNCIA DE PARÂMETROS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NA CONTRAÇÃO CONCÊNTRICA DO QUADRÍCEPS

Ingrid Johanna Rodríguez Bohórquez

Setembro/2012

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

Sistemas de estimulação elétrica funcional (FES) são bastante usados na prática clínica para a recuperação, fortalecimento e preservação funcional dos músculos enfraquecidos, entretanto os parâmetros da FES (frequência, intensidade de corrente e duração do pulso) continuam a ser ajustados heurísticamente para a realização de movimentos pré-estabelecidos. O presente trabalho investigou a influência de parâmetros da FES usada no estabelecimento da posição angular durante a extensão de joelho. O procedimento experimental foi dividido em duas etapas, chamadas de Fase I e Fase II. Participaram do estudo 41 voluntários saudáveis de ambos os sexos (27 na Fase I e 14 na Fase II). Durante a Fase I 18 combinações diferentes de parâmetros para a FES (perfis) foram aplicadas aos voluntários, com o objetivo de se determinar um modelo capaz de prever o movimento realizado para cada perfil de estimulação. Ajustaram-se, então, modelos de regressão linear sexo dependentes e independentes que consideraram também características antropométricas dos sujeitos. No modelo sexo independente foi encontrado um coeficiente de correlação (r) de 0,72 e para os modelos sexo dependentes, o r se mostrou ligeiramente maior (0,74 para o modelo do grupo masculino e 0,77 para o modelo do grupo feminino). Durante a Fase II foram aplicados 6 perfis de FES aos voluntários, com parâmetros definidos pelos modelos lineares estabelecidos durante a primeira fase. Os resultados mostraram coeficientes de correlação maiores que 0,70 entre o ângulo pré-estabelecido e o ângulo alcançado.

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

INFLUENCE OF ELECTRICAL STIMULATION PARAMETERS IN THE QUADRICEPS CONTRACTILE CONTRACTION

Ingrid Johanna Rodríguez Bohórquez

September/2012

Advisors: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

Functional electrical stimulation (FES) have been used in clinical practice for muscle strengthening, as well as for functional recovery and preservation of weakened muscles. However, FES parameter continue to be preset heuristically to achieve a predetermined movement. The present study investigated the influence of some parameters (frequency, current intensity and pulse duration) of the FES used to establish the joint angle in the knee extension.

The experimental procedure was divided in two stages, called Phase I and Phase II. The final sample included 41 healthy volunteers of both sexes (27 and 14 in Phase I and Phase II). During Phase I 18 different combinations of parameters of FES (profiles) were applied to volunteers, with the objective to determine a model capable to associate the movement carried out with each profile of stimulation. In this phase we also determine sex dependent and independent models of linear regression that considered anthropometric characteristics of the volunteers. During Phase II 6 profiles of FES were applied in the volunteers, considering the linear models established during the first phase. The results showed coefficients of correlation greater than 0,70 between preset the angle and the reached one.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
2	FISIOLOGIA DA CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	3
2.1	A Estrutura do Músculo Esquelético	3
2.2	O Controle Espinhal da Contração Muscular	4
2.2.1	Graduação da Contração Muscular (Neurônios Motores Inferiores)	7
3	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	11
3.1	Tipos de Estimulação Elétrica	11
3.2	Sistemas FES (Correntes Usadas e Eletrodos)	13
3.2.1	Tipos de Correntes na Estimulação Elétrica.....	13
3.2.2	Eletrodos.....	19
3.3	Historia da FES em Membros Inferiores	22
3.4	FES (Características e Aplicações).....	32
3.5	FES (Parâmetros de Controle)	34
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
4.1	Avaliação antropométrica	36
4.2	Modelo biomecânico.....	37
4.3	Protocolo de estimulação	38
4.3.1	Estimulação elétrica.....	39
4.4	Aquisição de sinais e sensores	42
4.5	Análise Estatística.....	43
5	RESULTADOS	45
6	DISCUSSÃO	57
7	CONCLUSÃO.....	61
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	62

LISTA DE NOMENCLATURAS

AC – *Alternating Current*

AGcx – Área de Gordura da Coxa

ALS – Esclerose Amiotrófica Lateral

AMcx – Área Muscular da Coxa

AngMed – Variação Angular Medida

APTA - *American Physical Therapy Association*

ATcx – Área Transversa da Coxa

ATP – Trifosfato de Adenosina

AVC – Acidente Vascular Cerebral

AVE – Acidente Vascular Encefálico

BMAC – *Burst Modulated Alternating Current*

Ccx – Circunferência da Coxa

CEP – Comitê de Ética e Pesquisa

COPPE – Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia

DC – *Direct Current*

DCcx – Dobra Cutânea da Coxa

EI – Índice de Eficiência

EMG – Eletromiografia

FES – *Functional Electrical Stimulation*

Fm – Força Máxima Estimada

HUCFF – Hospital Universitário Clementino Fraga Filho

LIB – Laboratório de Instrumentação Biomédica

MENS – *Microcurrent Electrical Neuromuscular Stimulation*

MF – Frequência Mediana

MMG – Mecanomiografia

NMES – *Neuromuscular Electrical Stimulation*

Norm – Normalizadores

PC – *Pulsed Current*

PEB – Programa de Engenharia Biomédica

ROM – *Range of Motion*

RMS – *Root mean square*

RS – Retículo Sarcoplasmático
SDI – Índice de Decremento de Força
SES – *Sensory Electrical Stimulation*
SNC – Sistema Nervoso Central
SNP – Sistema Nervoso Periférico
TENS – *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*
TES – *Transcutaneous Electrical Stimulators*
Volcx – Volume da Coxa

1 INTRODUÇÃO

A estimulação elétrica superficial é usada terapeuticamente para desencadear a contração de músculos esqueléticos de modo a suplementar ou estimular os processos fisiológicos normais, aproveitando o fato de que o limiar do nervo motor pode ser atingido sem causar estímulos dolorosos (KITCHEN, 2003). A estimulação elétrica funcional, FES (*Functional Electrical Stimulation*), pode ser definida como uma técnica de estimulação elétrica acima do limiar de disparo dos neurônios motores usada para produzir contração muscular e que tem o propósito de movimento ou alinhamento postural funcional (SINGER, 1987; BINDER-MACLEOD e LEE, 1997; KITCHEN, 2003).

Sistemas de FES são usados na prática clínica para o fortalecimento do músculo enfraquecido e a recuperação ou preservação da função do mesmo durante a fase de atividade reduzida ou de imobilização (MAFFIULETTI, 2010). Além disso, também tem sido relatada a ocorrência de adaptações neurais associadas ao uso da eletroestimulação funcional (BRAZ *et al.*, 2009), sendo este um processo importante para a retomada de interação do paciente com o ambiente (PECKHAM e KNUTSON, 2005; SINKJAER e POPOVIC, 2009). Porém, a principal dificuldade encontrada na aplicação clínica da FES é a falta de padrões adequados de estimulação, em particular da amplitude de corrente, para a realização de um movimento pré-estabelecido.

Neste contexto existe uma clara necessidade de desenvolvimento de modelos que descrevam os efeitos da contração muscular em resposta à estimulação elétrica (PEDOTTI e FERRARIN, 1992; PERUMAL *et al.*, 2006). Estes modelos poderiam auxiliar na previsão dos movimentos produzidos por um dado perfil de estimulação elétrica muscular, evitando-se ou reduzindo-se experiências cansativas ou procedimentos errôneos para o paciente em reabilitação.

Apresentam-se na literatura modelos mecânicos da variação angular, ou força resultante, da articulação do joelho devido à estimulação elétrica dos músculos quadríceps (FRANKEN *et al.*, 1993; FERRARIN e PEDOTTI, 2000; EL MAKSSOUD *et al.*, 2003; PERUMAL *et al.*, 2006; MOHAMMED *et al.*, 2010; LYNCH e POPOVIC, 2011; LYNCH *et al.*, 2011) e também, mesmo que em menor quantidade, estudos que analisam a influência do sexo e de medidas antropométricas dos voluntários

sobre os efeitos da FES (KRAMER, 1987; PETROFSKY J., 2008; MAFFIULETTI *et al.*, 2008; DOHENY *et al.*, 2010; GAVE *et al.*, 2010; MAFFIULETTI, 2010; MAFFIULETTI *et al.*, 2011). Apesar de todos estes modelos, as respostas musculares ainda não podem ser previstas adequadamente para aplicações clínicas.

O presente trabalho tem como objetivo principal avaliar a influência de alguns parâmetros da FES (frequência, intensidade de corrente e duração do pulso) no estabelecimento da posição angular no movimento de extensão da articulação do joelho. O trabalho pretende contribuir na padronização de parâmetros de estimulação elétrica fisioterápica, com base nas características individuais dos sujeitos.

Para a consecução do objetivo principal, foram estabelecidos os seguintes objetivos específicos:

- Investigar os efeitos dos três principais parâmetros da FES (intensidade de corrente, frequência e duração dos pulsos de estimulação) no movimento de extensão do joelho durante o referido movimento;
- Investigar a estimativa da força necessária para produzir um movimento pré-estabelecido.
- Avaliar a correlação dos parâmetros da estimulação com a posição angular obtida durante a contração concêntrica do quadríceps;
- Avaliar a influência de parâmetros antropométricos (área muscular total, área de gordura, volume, perimetria ou circunferência e dobra cutânea da coxa) na eficácia da estimulação elétrica.
- Analisar os resultados à luz do conhecimento científico atual.

2 FISILOGIA DA CONTRAÇÃO MUSCULAR

O sistema motor é composto pelos músculos esqueléticos e pelos neurônios que os comandam. Além do controle exercido pelo Sistema Nervoso Central (SNC), a ativação destes neurônios motores pode ser feita até mesmo pela medula espinhal, pois ela pode participar de reflexos independentemente do encéfalo. Ou seja, padrões de comportamento complexo podem ser gerados sem a participação do encéfalo, posto que há circuitos dentro da medula espinhal que são responsáveis pelo controle de movimentos coordenados, como, por exemplo, os relacionados à locomoção. O controle motor, então, pode ser dividido no controle efetuado ao nível da medula espinhal, que comanda a contração coordenada dos músculos, e o controle propiciado pelo encéfalo, que comanda os programas motores (BEAR *et al.*, 2006).

2.1 A Estrutura do Músculo Esquelético

O tecido muscular esquelético (Figura 1), que constitui a maior parte da massa muscular humana, é um órgão complexo coberto por uma aponeurose e responde a estímulos controlados de origem voluntária ou reflexo, sendo sua função se contrair ou relaxar. É constituído de fibras musculares, que por sua vez são células multinucleadas cilíndricas (10-100 μm), muito longas (de até 30 cm) e estriadas transversalmente, sendo também chamadas de fibras musculares esqueléticas (GRAAFF, 2001; HAMILL e KNUTZEN, 2008).

O músculo esquelético se une aos ossos por meio dos tendões, que são estruturas contínuas com um envoltório conjuntivo chamado epimísio, que circunda externamente o músculo completo. O tendão é constituído por fibras colágenas ou fibras voluminosas paralelas entre si e está recoberto por uma bainha conjuntiva laminar, que procede do epimísio. A união músculo-tendinosa corresponde à zona de união entre as fibras musculares estriadas e as fibras colágenas do tendão. O sarcolema do extremo da fibra muscular apresenta numerosas invaginações, nas quais se introduzem as fibras tendinosas. Estas penetram nas invaginações e se aderem fortemente à lamina basal sem estabelecer relações com a membrana plasmática. O tecido conjuntivo penetra no interior do músculo, formando o perimísio, que corresponde a delgados septos de tecido conjuntivo envolvendo os fascículos de fibras musculares. A partir do perimísio, se origina o endomísio, formado por delgadas bainhas de fibras reticulares que circundam

cada uma das fibras musculares. Os vasos sanguíneos penetram no músculo por meio destes septos conjuntivos (GRAAFF, 2001; HAMILL e KNUTZEN, 2008).

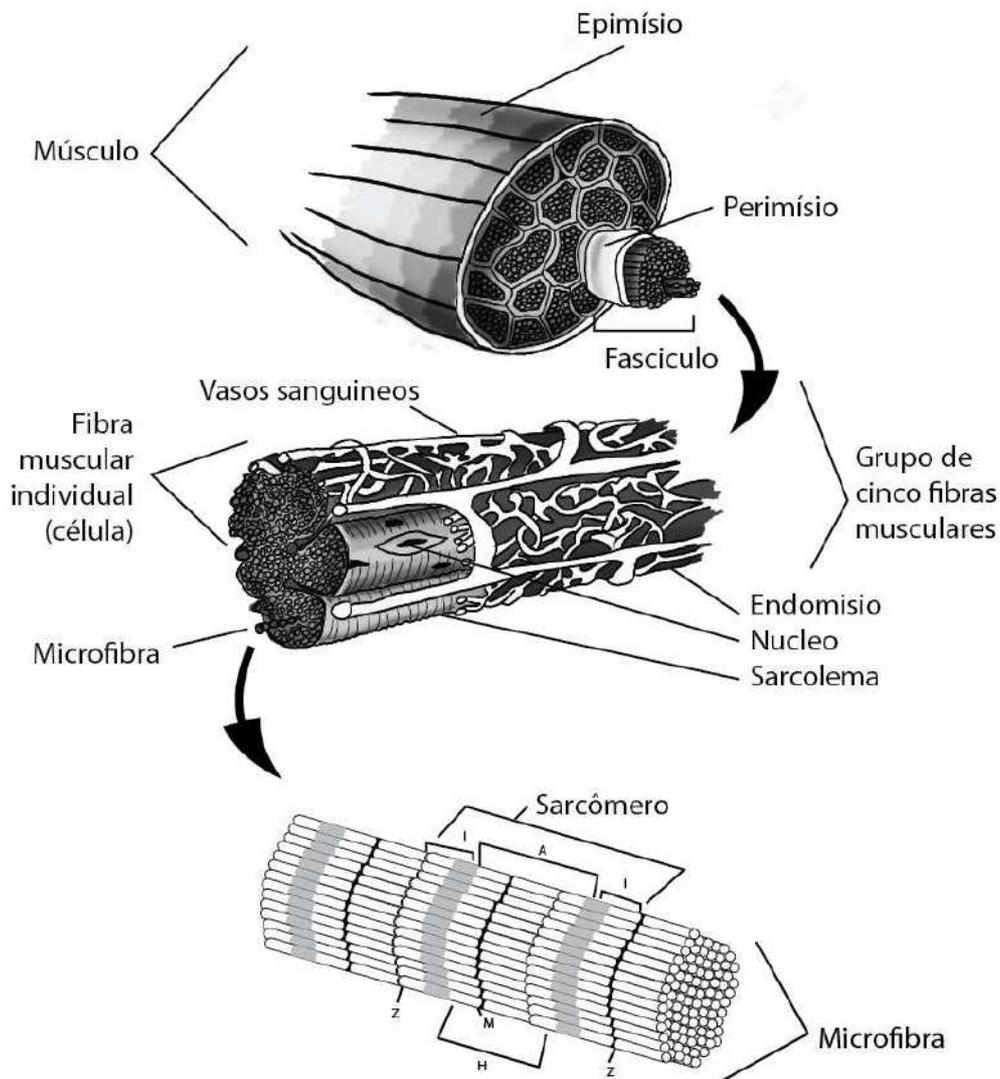


Figura 1: A estrutura do músculo esquelético.

2.2 O Controle Espinhal da Contração Muscular

A medula espinhal se encontra envolvida pela coluna vertebral óssea e colada ao tronco encefálico. Comunica-se com o corpo por meio dos nervos espinhais que se associam à medula pela raiz dorsal ou pela raiz ventral. A medula é considerada o maior condutor de informações entre pele, articulações ou músculos e o encéfalo (BEAR *et al.*, 2006).

Além dos nervos cranianos, originários no encéfalo e que inervam principalmente a cabeça, os nervos motores somáticos que comandam a contração muscular do corpo se originam de neurônios motores na medula espinhal ventral. Embora os somas celulares dos neurônios motores estejam no SNC, seus axônios predominam no sistema nervoso periférico (SNP). Os neurônios motores têm a função de transmitir o sinal desde o SNC até o órgão efector (que se move), para que este realize a ação que foi ordenada pelo encéfalo ou pela medula espinhal (BEAR *et al.*, 2006).

Os axônios sensoriais somáticos que inervam e coletam informações da pele, músculos e articulações, entram na medula espinhal pelas raízes dorsais. Existe um gânglio da raiz dorsal para cada nervo espinhal (BEAR *et al.*, 2006).

Cada fibra muscular recebe uma terminação do axônio de um neurônio motor, dando origem a uma estrutura chamada placa motora. A membrana plasmática da célula muscular está eletricamente polarizada e um estímulo nervoso despolariza a membrana e produz a contração (BEAR *et al.*, 2006).

No ponto de inervação o nervo perde sua bainha de mielina e se associa a uma região especializada da superfície da fibra muscular para formar a placa motora. Em uma fibra muscular esquelética, cada terminal do axônio motor forma só uma placa motora (BEAR *et al.*, 2006).

Na zona de contato, o terminal do axônio forma uma dilatação que se aloja em uma depressão pouco profunda da superfície da fibra chamada fissura sináptica primária. O sarcolema que reveste a fissura sináptica primária mostra numerosas pregas que constituem as fissuras sinápticas secundárias. Na zona de união, a lâmina basal da célula de Schwann se funde com a lâmina basal da célula muscular. Esta última, coberta e fundida, se estende em direção à fissura sináptica primária, separando a fibra nervosa da fibra muscular, e penetra no interior de cada fissura sináptica secundária (BEAR *et al.*, 2006).

Dentro da fibra muscular existem estruturas cilíndricas chamadas de miofibrilas, que se contraem em resposta a um potencial de ação. As miofibrilas são circundadas pelo retículo sarcoplasmático (RS), que armazena íons de Ca^{2+} . No sarcolema há uma rede de túneis chamados de túbulos T, que regulam a liberação de Ca^{2+} pelos retículos sarcoplasmáticos no interior da fibra muscular (BEAR *et al.*, 2006).

Onde o túbulo T está justaposto ao RS há uma união especializada entre as proteínas das duas membranas. Um agrupamento de quatro canais de Ca^{2+} dependentes

de voltagem (tétrade) na membrana do túbulo T está conectado a um canal liberador de Ca^{2+} no RS (BEAR *et al.*, 2006).

Quando o potencial de ação alcança a placa motora o neurotransmissor acetilcolina contido nas vesículas sinápticas se libera e difunde por meio da fissura. Este mediador se une com receptores de acetilcolina presentes na membrana pós-sináptica, concentrados principalmente na entrada das pregas sinápticas secundárias, e induz a despolarização do sarcolema. Quando o estímulo atinge o RS, por meio dos túbulos T (alterando a conformação da tétrade), ocorre a liberação de íons Ca^{2+} (BEAR *et al.*, 2006).

A contração muscular se deve à liberação de Ca^{2+} e a sua ligação com a troponina, proteína que inicialmente cobre a região de interação da actina com a miosina (Figura 2). Com a actina livre, as cabeças de miosina se ligam à actina, e essa ligação provoca uma alteração conformacional que gera um movimento de rotação das cabeças da miosina (BEAR *et al.*, 2006).

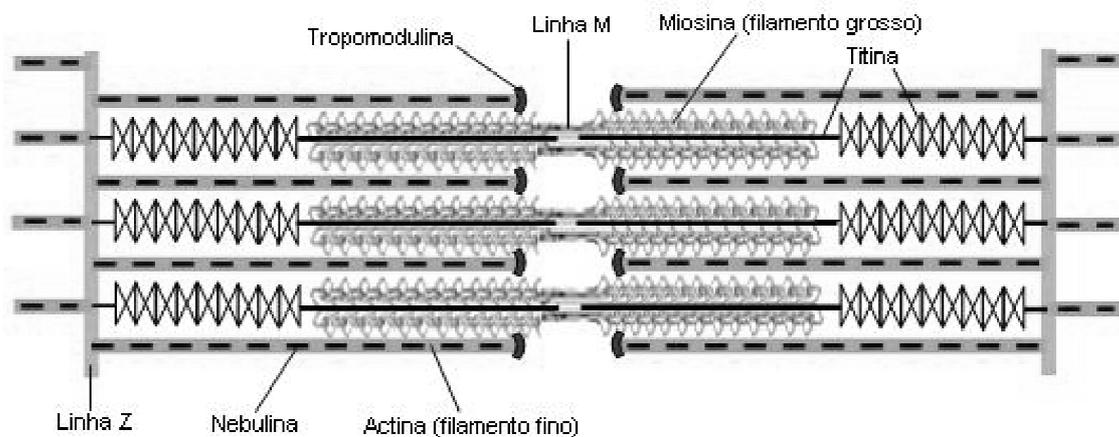


Figura 2: Visão detalhada da miofibrila. Adaptado de CATELANI (2011) com permissão de Fernanda Catelani Miguel.

Esse movimento faz com que o filamento grosso (série de fibras entre dois conjuntos de filamentos finos) e o filamento fino (filamento ancorado numa linha Z) deslizem um em relação ao outro, aproximando as linhas Z (discos que segmentam a miofibrila). A absorção de Ca^{2+} pelo RS, à custa de ATP, gera o relaxamento do músculo, com o retorno das linhas Z à posição inicial (Figura 3) (BEAR *et al.*, 2006).

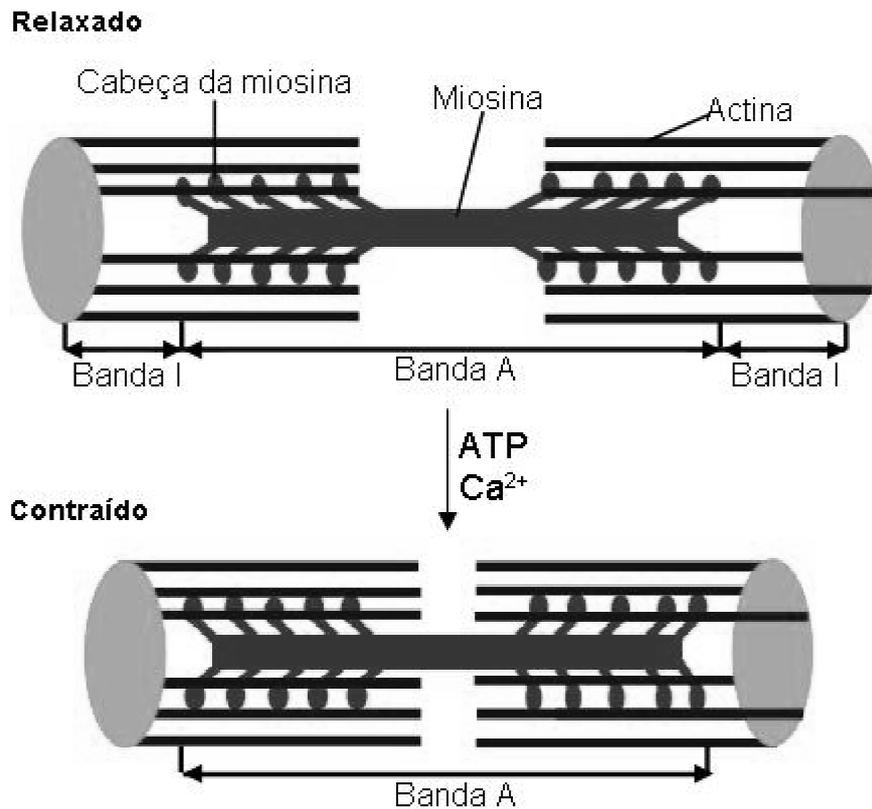


Figura 3: Modelo da contração muscular. Tomado de CATELANI (2011) com permissão de Fernanda Catelani Miguel.

2.2.1 Graduação da Contração Muscular (Neurônios Motores Inferiores)

A unidade motora é o conjunto de fibras musculares esqueléticas inervadas por ramificações do axônio de um mesmo neurônio motor e que são estimuladas simultaneamente para se contrair. Os neurônios motores inferiores são as maiores células do corno ventral da medula espinhal, representando a via final comum para o controle do movimento (BEAR *et al.*, 2006).

Apenas os neurônios motores inferiores comandam diretamente a contração muscular e as ramificações de cada um deles podem chegar a inervar até 500 fibras musculares. Porém, quanto mais fino o movimento que o músculo deve fazer, menor o tamanho da unidade motora, ou seja, menor o número de fibras inervadas pelo mesmo motoneurônio (GUYTON e HALL, 2005). Os neurônios motores que provêm fibras para um nervo espinhal pertencem a um segmento espinhal, cujo nome é o da vértebra onde o nervo se origina (BEAR *et al.*, 2006). As intumescências C1 a T1 movimentam ombros e braços; as T2 a T12 movimentam o tórax (postura, etc.) e as L1 a S5 movimentam quadril e pernas.

Os músculos esqueléticos não estão distribuídos uniformemente pelo corpo, assim como os neurônios motores inferiores na medula espinhal (BEAR *et al.*, 2006). Os cornos ventrais de áreas que inervam muitos músculos são mais dilatados para acomodar tais neurônios motores. Além disso, os neurônios motores inferiores estão distribuídos no corno ventral de cada segmento espinhal dependendo da sua função (BEAR *et al.*, 2006).

Os neurônios motores inferiores da medula espinhal podem ser divididos em duas categorias: neurônios motores alfa e neurônios motores gama. Os maiores são os neurônios alfa que conduzem potenciais de ação muito rapidamente e são responsáveis pelo controle dos movimentos musculares interfusários e pela geração de força pelo músculo (GUYTON e HALL, 2005), enquanto os motoneurônios gama são muito menores, conduzem o potencial de ação com velocidade mais lenta que a dos neurônios motores alfa e inervam as fibras intrafusais, sendo responsáveis pelo controle das respostas estática (quando a região central do fuso é lentamente estirada) e dinâmica (quando o comprimento do fuso é subitamente aumentado). A estimulação dos neurônios motores gama durante a contração do músculo mantém a sensibilidade do fuso e o impede de cessar a saída de impulsos (GUYTON e HALL, 2005).

O controle da graduação da contração muscular realizado pelos neurônios motores alfa começa quando a acetilcolina liberada pelos neurotransmissores desencadeia um potencial excitatório pós-sináptico (PEPS) na fibra muscular, que se contrai e relaxa rapidamente, causando o chamado abalo motor (BEAR *et al.*, 2006). Atividades pré-sinápticas de maiores frequências causam somação temporal, que é responsável pelo aumento na tensão das fibras musculares. A uma frequência de estimulação suficientemente alta, se produz uma contração sustentada ou homogênea, processo conhecido como tetania (GUYTON e HALL, 2005).

Outra forma de graduar a contração pelo SNC é recrutando unidades motoras adicionais de forma sinérgica (Figura 4). A tensão mecânica extra provida pelo recrutamento de uma unidade motora ativa depende de quantas fibras musculares há nesse músculo (BEAR *et al.*, 2006).

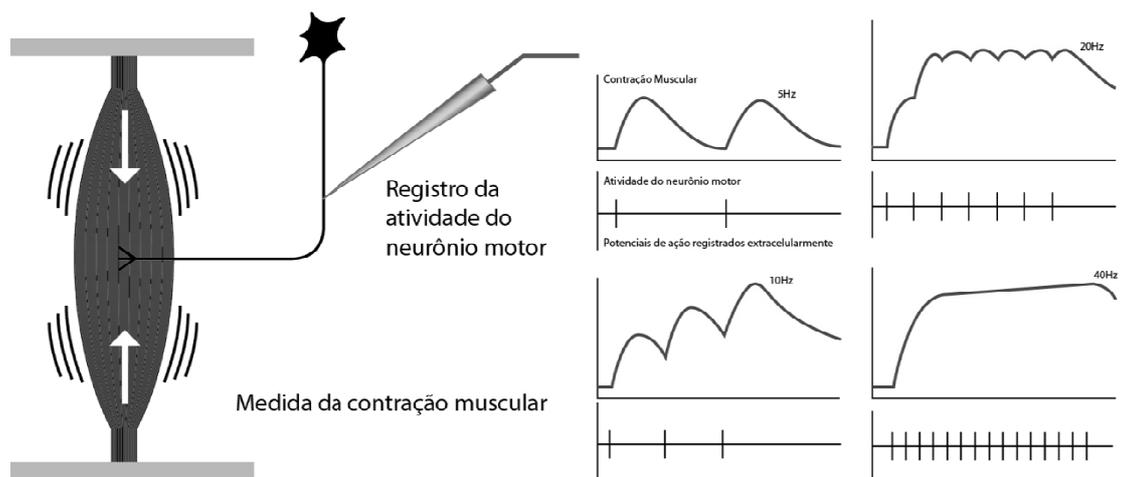


Figura 4: Evolução do processo de contração sustentada associado à frequência dos potenciais de ação.

Há dois tipos de unidades motoras, que se classificaram com base nos padrões de atividade de seus neurônios motores, expressos em termos de frequência de disparo, e habilidade (ou tonicidade) para manter o disparo (KITCHEN, 2003). O primeiro tipo compreende as *Unidades Motoras Rápidas* que inervam fibras musculares com tempos de contração rápidos. Possuem cor branca por terem poucas mitocôndrias, utilizam principalmente metabolismo anaeróbico e entram em fadiga rapidamente. O segundo tipo é relacionado às *Unidades Motoras Lentas*. Estas inervavam fibras musculares com tempos de contração lentos, possuem cor vermelha por terem muitas mitocôndrias e enzimas especializadas em realizar metabolismo aeróbico; entrando em fadiga lentamente (GUYTON e HALL, 2005).

Como as fibras musculares de contração lenta se somam e produzem uma contração tetânica com frequência de estimulação nervosa mais baixa, se percebe que elas poderiam ser mais apropriadas para uma função "tônica" em níveis baixos de ativação, fato pelo qual as unidades motoras que as inervam também são chamadas de "tônicas". Por outro lado, as fibras musculares de contração rápida, com frequências de estimulação mais altas, podem ser mais apropriadas para função "fásica" e para gerar forças elevadas por curtos períodos de tempo, fato que leva as unidades motoras que as inervam a serem chamadas de "fásicas" (KITCHEN, 2003).

Os neurônios motores que inervam fibras musculares de contração lenta são mais prontamente ativados que os neurônios motores que inervam fibras musculares de contração mais rápida, o que suporta a teoria de que as fibras musculares lentas são usadas para atividades mantidas, constantes e contínuas; enquanto as fibras musculares

de contração mais rápida são usadas quando são necessários movimentos explosivos curtos com altos níveis de força. Uma unidade motora é de um único tipo; porém um músculo é formado por uma combinação de ambos os tipos, com predominância de um ou de outro (KITCHEN, 2003).

As frequências normais de disparo dos neurônios motores nos músculos humanos raramente excedem 40 Hz (a tetania é alcançada com frequências de 30 a 40 Hz) e raramente são menores do que 6-8 Hz. Nessas condições, as unidades motoras disparam de modo não sincronizado; sendo que elas disparam em sincronia apenas durante contrações potentes e durante a fadiga (KITCHEN, 2003).

Se a fibra muscular recebe contato sináptico de um neurônio motor rápido, se torna uma fibra rápida. Se receber contato sináptico de um neurônio motor lento, se torna uma fibra lenta. Dessa forma, neurônios trocam de fenótipo como consequência da atividade sináptica e isso pode ser a base para o aprendizado e para a memória (BEAR *et al.*, 2006). Porém o fenótipo dos neurônios pode ser influenciado ou modulado por meios externos, como drogas ou treinamento.

3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Nos relatos feitos por SINGER (1987) e KITCHEN (2003) se constata que o uso da estimulação elétrica para o tratamento da paralisia muscular é muito antigo, começando em 1744, quando Christian Gottlieb Kratzenstein (Alemanha) usou a "eletricidade estática" para corrigir contraturas (contração permanente) dos dedos. No século 19, na Itália, Luigi Galvani concluiu que os músculos de rãs apresentavam uma forte contração quando se produziam descargas elétricas nas proximidades. Foi a partir destas observações documentadas de Galvani que as pesquisas com estimulação elétrica muscular começaram a ser desenvolvidas.

Em 1833, Guillaume Benjamin Amand Duchenne de Boulogne (França) descobriu que ele poderia estimular os músculos eletricamente com estimulação percutânea. Em homenagem a Michael Faraday (pioneiro da Engenharia Elétrica para tratamento) chamou de Faradismo esse método de aplicação de correntes localizadas. O cientista expandiu também essa técnica para a estimulação de nervos através de eletrodos de superfície colocados sobre troncos nervosos, além de ser responsável por descobrir que a estimulação elétrica pode produzir redução da espasticidade (LEVINE *et al.*, 1952 apud DUCHENNE, 1871) e de que a duração da corrente era o fator decisivo para desencadear uma contração.

Depois de séculos de pesquisa na área, a estimulação elétrica superficial tem sido usada terapêuticamente para desencadear a contração de músculos esqueléticos de modo a suplementar ou para estimular processos fisiológicos normais. Para o uso da estimulação elétrica com possibilidades terapêuticas os potenciais de ação são iniciados nos nervos periféricos pela aplicação de trens de pulsos elétricos que subsequentemente causam a excitação do tecido muscular, aproveitando o fato de que o limiar e as velocidades de condução do nervo motor podem ser atingidos sem causar estímulos dolorosos (KITCHEN, 2003).

3.1 Tipos de Estimulação Elétrica

A maioria dos estimuladores elétricos usados atualmente na prática clínica pode ser classificada como TES (*Transcutaneous Electrical Stimulators*), sendo esse termo usado especificamente para descrever uma forma de estimulação elétrica que produz apenas efeitos sensoriais (estimulação elétrica terapêutica). Contudo, o termo tem sido também

usado para equipamentos que produzem uma estimulação elétrica aplicada para promover contração muscular (FES) e aquela aplicada para outros fins terapêuticos, por exemplo, NMES (*Neuromuscular Electrical Stimulation*) (KITCHEN, 2003).

A maioria dos estimuladores TES é de estimulação elétrica nervosa transcutânea, TENS (*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*) porque conduz corrente pulsada através de eletrodos de superfície e causam um estímulo direto sobre o músculo correspondente com o objetivo de excitar as vias nervosas periféricas, abaixo do limiar motor. A minoria compreende aqueles que são aplicados por eletrodos de superfície, mas não excitam o nervo periférico, sendo classificados como não perceptivos (NELSON *et al.*, 1999) e também chamados TES subsensores ou microcorrentes (ROBINSON e SNYDER, 2001).

Os estimuladores TENS podem ser usados para estimulação sensorial, SES (*Sensory Electrical Stimulation*), entendida como técnica analgésica simples usada principalmente para o manejo sintomático de dor aguda e dor crônica, e que pode aumentar a liberação de dopamina em áreas específicas do córtex (KITCHEN, 2003). Podem também ser usados para estimulação elétrica neuromuscular, NMES (*Neuromuscular Electrical Stimulation*), entendida como a aplicação de uma série de estímulos intermitentes à superfície de músculos esqueléticos com o objetivo de disparar uma contração muscular através da ativação dos nervos intramusculares, podendo ser usada de maneira seletiva em músculos específicos mediante a colocação de um ou mais eletrodos posicionados próximos aos pontos motores (lugar de estimulação que produz a contração mais forte e isolada com o menor nível de estimulação) (MAFFIULETTI, 2010). Esta última forma de estimulação elétrica é comumente usada com intensidades suficientemente altas para produzir a contração muscular e pode ser aplicada ao músculo durante o movimento ou sem que esteja ocorrendo movimento funcional (KITCHEN, 2003). A NMES pode ser mais efetiva que o treinamento voluntário e os procedimentos convencionais de reabilitação para preservar a função muscular durante a fase de atividade reduzida ou de imobilização (MAFFIULETTI, 2010).

Como já mencionado, o conceito de FES usado neste trabalho diz respeito ao uso de estimulação elétrica, acima do limiar de disparo dos neurônios motores, para produzir uma contração muscular que tenha um propósito de movimento ou alinhamento postural funcional (SINGER, 1987; BINDER-MACLEOD e LEE, 1997; KITCHEN, 2003).

3.2 *Sistemas FES (Correntes Usadas e Eletrodos)*

Um sistema típico de FES é composto de uma unidade de controle da estimulação e eletrodos; podendo adicionalmente possuir múltiplos canais, o que permite a estimulação de vários músculos ao mesmo tempo (VELLOSO, 2007). Para regular a energia fornecida pelo estimulador elétrico ao músculo são utilizados equipamentos de corrente ou voltagem controlada, uma vez que a impedância do tecido muscular, ou entre o eletrodo e o tecido, varia por fatores externos, como por exemplo, aumento na pressão exercida pelo eletrodo na pele ou a perda de contato eletrodo-pele. Os estimuladores de tensão controlada provocam variação na corrente de estimulação dependendo das impedâncias observadas; enquanto os estimuladores de corrente controlada provocam variação na tensão de estimulação. Para evitar desconforto no paciente ou aquecimento no local de aplicação dos eletrodos e, num caso extremo, queimaduras, os estimuladores de corrente controlada possuem a tensão de saída limitada e os de tensão controlada possuem a corrente limitada. Normalmente a intensidade da estimulação é expressa pelo valor RMS da densidade de corrente nos eletrodos (intensidade de corrente por unidade de área) (NELSON *et al.*, 1999).

3.2.1 **Tipos de Correntes na Estimulação Elétrica**

A divisão de eletrofisiologia clínica da *American Physical Therapy Association* (APTA) estabeleceu uma terminologia unificada para correntes elétricas clínicas com o objetivo de padronizar as definições. Definiu-se a corrente contínua (*Direct Current* ou DC) ou galvânica como a corrente elétrica que flui em um só sentido, por um intervalo de tempo igual ou superior a 1 segundo. A corrente alternada (*Alternating Current* ou AC) ou farádica como a corrente que muda a direção do fluxo com pulsos mais curtos de duração geralmente entre 0,1 e 1 ms. A corrente pulsada (*Pulsed Current* ou PC) é aquela que possui um fluxo não contínuo de corrente alterna ou direta (KLOTH e CUMMINGS, 2000; KITCHEN, 2003).

A *Corrente Direta ou Galvânica* tem três modulações comuns para propósitos clínicos (Figura 5): a corrente reversa é uma corrente pulsátil que muda a polaridade ou sentido de propagação da energia no meio condutor a cada período de tempo (maior que 1 segundo) a corrente interrupta é caracterizada por ser pulsátil com períodos de tempo iguais ou maiores de 1s, possuindo ciclos de corrente ligada seguidos de ciclos com a corrente desligada; e a corrente em rampa tem uma interpolação suave, com a corrente

variando do valor máximo ao zero (ou ao contrário) em 0,5 segundos ou mais (NELSON *et al.*, 1999).

A estimulação com corrente galvânica é um tratamento doloroso que só produz pequenas e rápidas contrações musculares usando uma corrente DC interrompida, mas com desconforto e até eventual dano no organismo (NELSON *et al.*, 1999).

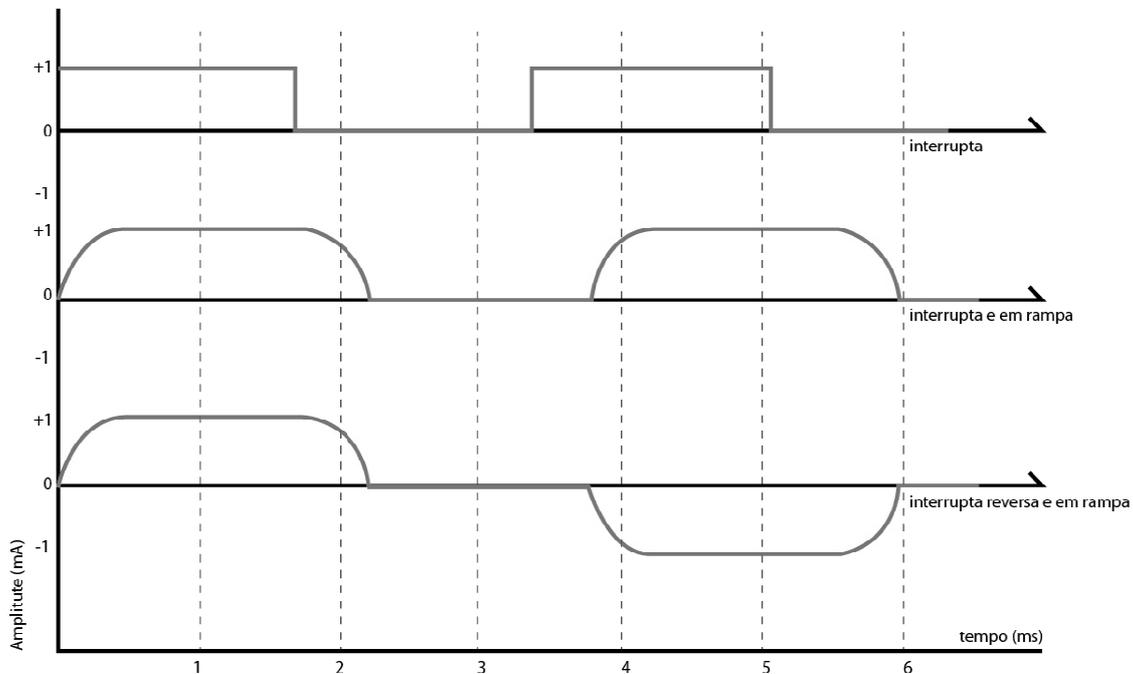


Figura 5: Tipos de formas de onda DC.

A corrente AC contínua indica a ausência de modulação e de intervalos entre ciclos, ou seja, não tem intervalos de interfases ou interpulsos (Figura 6). Geralmente a forma de onda da corrente AC é simétrica (também chamada balanceada), podendo também ser assimétrica (também chamada desbalanceada) ou possuir qualquer formato (os mais conhecidos são: senoidal, triangular, quadrada e retangular) (CAMERON, 2008).

A modulação das correntes alternadas pode ser feita mudando as variáveis de tempo e amplitude do sinal. Na modulação por tempo, encontramos dois subgrupos: o modo de operação em salvas ou trem de pulso (*burst*) e o interrompido (*interrupted*). Na modulação em salvas (Figura 7) se produz um evento elétrico discreto, permitindo o fluxo de corrente por poucos milisegundos, separado por um período de tempo sem atividade elétrica chamado intervalo entre salvas (*interburst interval*) e que tem duração de poucos milisegundos (NELSON *et al.*, 1999).

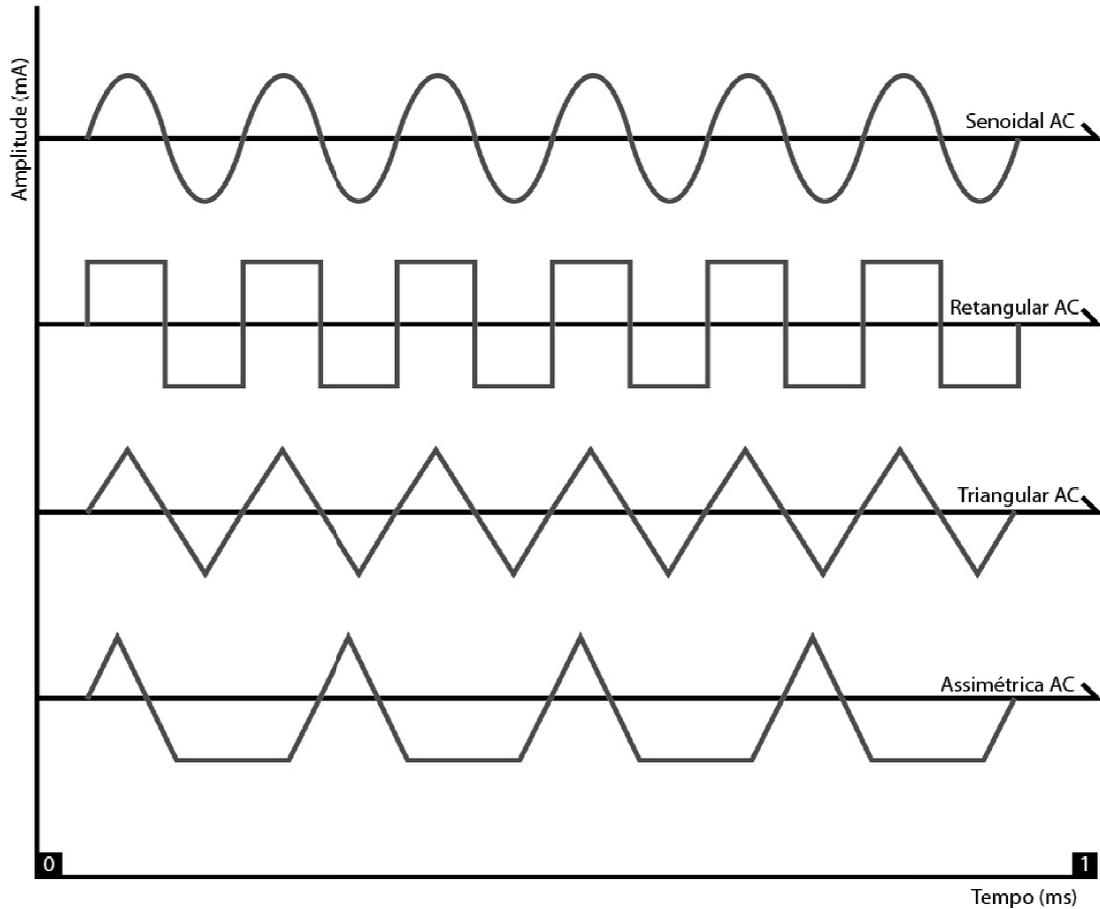


Figura 6: Diferentes formas de onda para AC contínua sem modulação.

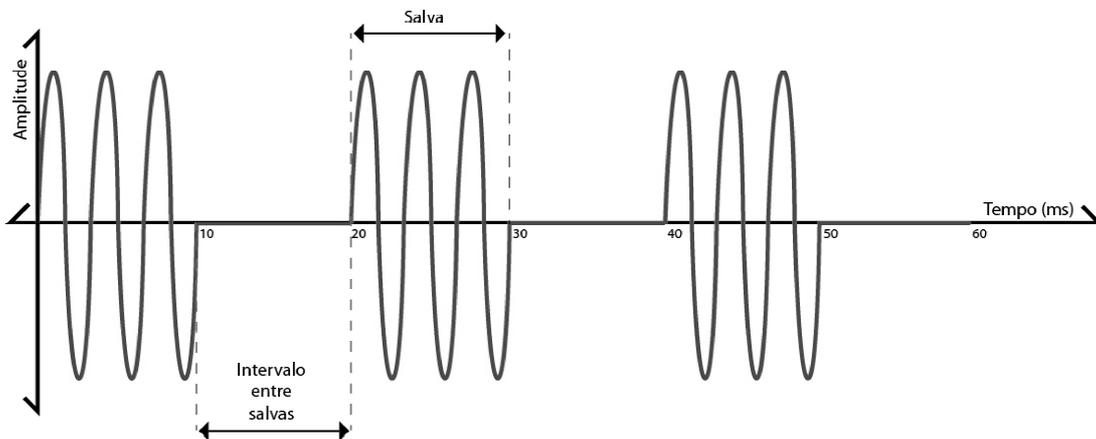


Figura 7: Modulação em salvas ou trem de pulsos.

A estimulação AC no modo de operação interrompido ocorre em casos quando a aplicação de corrente cessa por um segundo ou mais, representando um tempo suficiente para o relaxamento do músculo após uma contração. Neste tipo de modulação o tempo de estimulação recebe o nome de *on time* e o tempo de interrupção o nome de *off time* (NELSON *et al.*, 1999).

O termo pulso só se aplica para corrente pulsada (PC), que é a condução de sinais de curta duração, da ordem de microsegundos a milissegundos, seguido de intervalos interpulsos (sem atividade elétrica) da mesma ordem de duração (Figura 8). Na PC uma quantidade relativamente alta de energia é descarregada por períodos curtos de tempo.

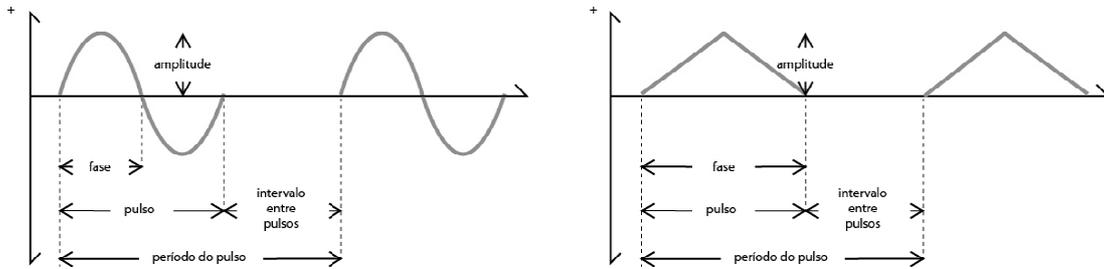


Figura 8: Parâmetros do pulso.

A PC pode ser de forma de onda bifásica (corrente bidirecional) ou monofásica (corrente unidirecional). A primeira fase provoca um potencial de ação nos axônios próximos e a segunda reverte os processos eletroquímicos potencialmente prejudiciais que podem ocorrer na interface eletrodo-tecido durante o pulso primário (PECKHAM e KNUTSON, 2005). Sendo bifásica, a onda pode ser simétrica ou assimétrica (Figura 9); onde esta última (assimétrica) tem fases com diferentes formas para cada uma das direções do fluxo de corrente e a simétrica possui a mesma forma nas fases. Sendo assimétrica a onda, também pode ser classificada como balanceada, se as cargas elétricas forem equilibradas, ou desbalanceadas se não forem e íons se acumularem abaixo dos eletrodos durante a estimulação elétrica (CAMERON, 2008).

Os pulsos podem ser de diferentes formas de onda (Figura 10), recebendo, portanto, nomes para as correntes pulsadas tais como: Farádica, “Spike”, “H-wave”, quadrada, exponencial e triangular (KITCHEN, 2003).

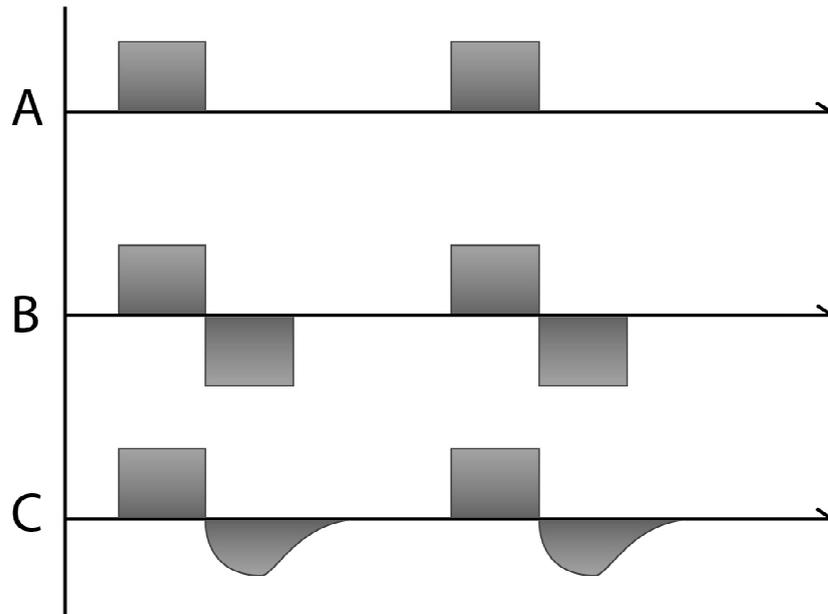


Figura 9: Tipos de corrente. A) corrente pulsada monofásica B) Corrente pulsada bifásica simétrica, C) Corrente pulsada bifásica assimétrica.

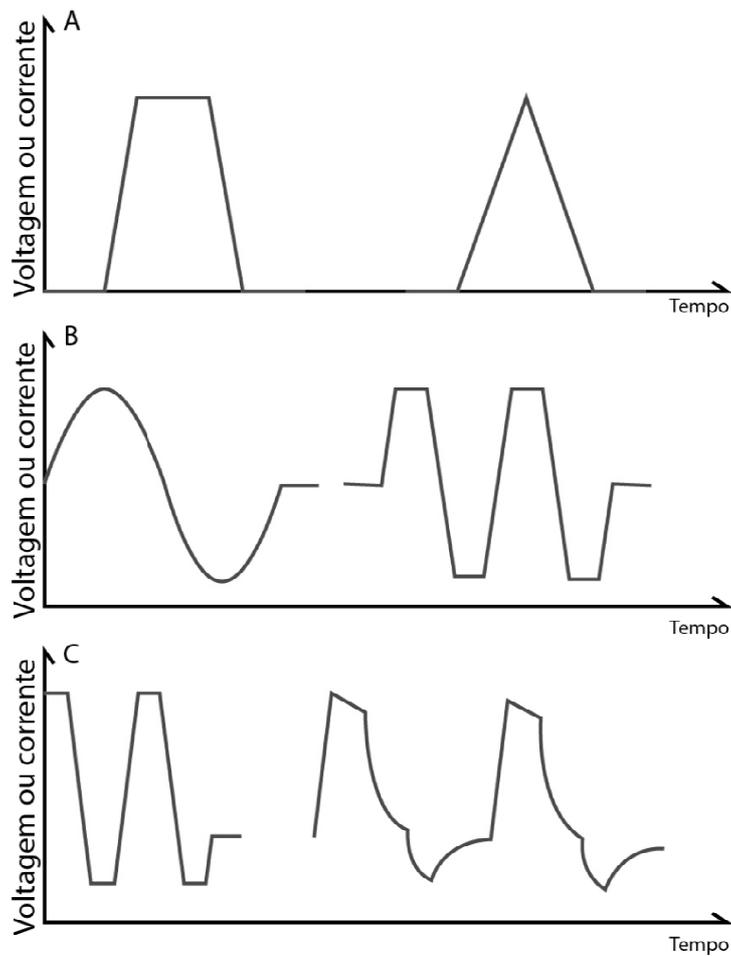


Figura 10: Formas do pulso. A: Forma de onda quadrada e triangular. B: Formas de onda simétricas. C: Formas de onda assimétricas.

Os estimuladores farádicos fornecem pulsos bifásicos assimétricos de duração da ordem de milissegundos e os estimuladores diadinâmicos (Figura 11) fornecem pulsos senoidais com frequência de 100 Hz ou sinais retificados de meia onda ou de onda completa com uma diferente frequência de pulsos associada (a frequência do sinal de onda completa é o dobro da frequência do sinal de meia onda); a duração continua sendo da ordem de milissegundos. Hoje em dia, estes dois últimos tipos de estimuladores, assim como os galvânicos, são quase obsoletos por causar desconforto durante a estimulação elétrica (NELSON *et al.*, 1999).

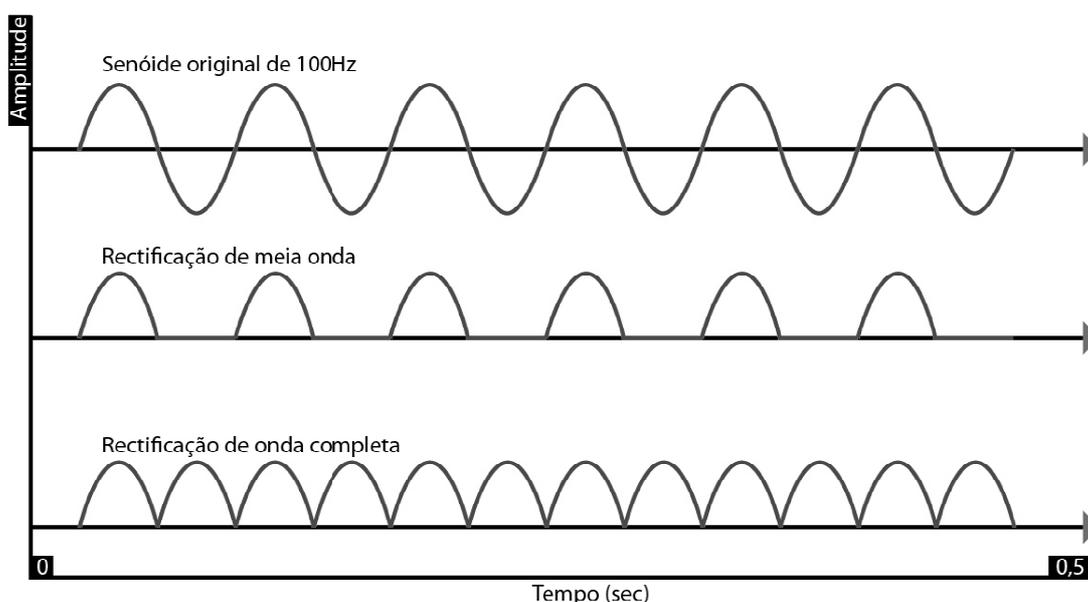


Figura 11: Formas de onda das correntes dinâmicas.

Atualmente, dois tipos de estimulação elétrica transcutânea são bastante usados nas clínicas especializadas para o fortalecimento muscular: a PC e a AC modulada por trem de pulsos (BMAC – *Burst Modulated Alternating Current*). A estimulação com BMAC possibilita um estímulo sensorial mais agradável e um estímulo motor mais vigoroso (WARD, 2009).

A BMAC é uma corrente de média frequência (normalmente kilohertz); porém, os trens de pulso são modulados em baixa frequência (até 100 Hz). Exemplos da BMAC são as chamadas corrente russa (*russian current*) e corrente interferencial (*interferential current*) (CAMERON, 2008; WARD, 2009).

A eletroestimulação com microcorrentes (MENS – *Microcurrent Electrical Neuromuscular Stimulation*) também é considerada uma das mais utilizadas na fisioterapia com fins curativos. A diferença desta terapia é que usa uma corrente de

baixa intensidade, na ordem dos microampères (μA), em comparação com a eletroestimulação convencional que usa intensidades de corrente na ordem dos miliampères (mA).

Os efeitos da MENS são a rápida recuperação dos tecidos, recuperação da faixa de movimento (ROM – *Range of Motion*) e a diminuição da dor aguda (LAMBERT *et al.*, 2002; MÄENPÄÄ *et al.*, 2004). Também se tem demonstrado que favorece a cura de feridas e úlceras, acelerando a cicatrização das mesmas (LEE *et al.*, 2009).

3.2.2 Eletrodos

Os eletrodos podem ser internos: transcutâneos (onde o eletrodo ou fio de ligação atravessa a pele) ou implantados no organismo do paciente, para estimulação direta dos tecidos musculares ou nervos periféricos, sendo neste caso chamados invasivos; ou podem ser utilizados na superfície da pele, chamados eletrodos de superfície (VELLOSO, 2007).

Os eletrodos de superfície são, geralmente, os mais usados para conduzir corrente através do tecido muscular do paciente durante o tratamento de estimulação elétrica (CAMERON, 2008); sendo, no mínimo, necessários dois eletrodos para produzir o fluxo de corrente (PECKHAM e KNUTSON, 2005). O eletrodo que apresenta grande concentração de elétrons é chamado de cátodo ou eletrodo negativo e o eletrodo que apresenta diminuição de elétrons é chamado anodo ou eletrodo positivo. O eletrodo negativo atrai íons positivos que estão localizados embaixo da pele, sendo o lugar de limiar baixo para a despolarização e por isso conhecido como eletrodo ativo, e o positivo atrai os íons negativos (NELSON *et al.*, 1999).

Os eletrodos de superfície podem ser de: placa metálica, quando constituídos de um condutor metálico em contato com a pele e utilizando, normalmente, pastas eletrolíticas para estabilizar e manter o contato e evitar grandes variações da impedância na interface eletrodo-pele (VELLOSO, 2007); ou flexíveis e autoadesivos, que apresentam a facilidade de se moldar à superfície irregular da pele para permitir que a interface não sofra grandes problemas de movimento relativo, sendo construídos de diferentes materiais condutores, incluindo carbono (flexíveis, devido à mistura com silicone e borracha sintética), silício, polímero, aço inoxidável, platina, alumínio e uma variedade de substâncias condutivas, incluindo esponja embebida em soluções eletrolíticas e a base de água (CAMERON, 2008).

A mudança no tamanho do eletrodo acarreta uma mudança na densidade de corrente ou carga de estimulação. Ao se decrescer o tamanho do eletrodo se incrementa a densidade de carga, sendo este caso mais apropriado para estimular regiões focalizadas. Os eletrodos maiores são apropriados se o tecido é maior, de modo a permitir a cobertura total da área (CAMERON, 2008), uma vez que eles cobrem mais unidades motoras, sendo necessária uma menor corrente para a estimulação e produzindo menos sensação dolorosa que eletrodos pequenos. No entanto, os efeitos da estimulação são consideravelmente menores.

Os eletrodos são tipicamente arranjados numa configuração monopolar (Figura 12) ou bipolar. Com as duas configurações se têm geralmente um eletrodo de referência e um eletrodo ativo (PECKHAM e KNUTSON, 2005). Na configuração monopolar o eletrodo pequeno (ativo) é localizado sobre a área muscular ou próximo ao nervo periférico estimulado e o outro eletrodo, muito maior e que se conhece como eletrodo de retorno ou dispersivo, é localizado numa área remota (fora da área de estimulação) em relação ao tecido que será estimulado. Na configuração bipolar os dois eletrodos são de tamanhos similares e são localizados na área de estimulação (Figura 13) (CAMERON, 2008).

Múltiplos eletrodos de tratamento são usados quando se deseja estimulação em vários locais (NELSON *et al.*, 1999). Sistemas monopolares multicanais reduzem o número de eletrodos e fios requeridos por usar só um eletrodo de retorno com vários eletrodos ativos próximos aos pontos dos nervos que serão estimulados. Nos sistemas multicanais, cada eletrodo ativo tem seu próprio eletrodo de retorno permitindo grande seletividade, pois cada par de eletrodos gera um campo elétrico focalizado (PECKHAM e KNUTSON, 2005).

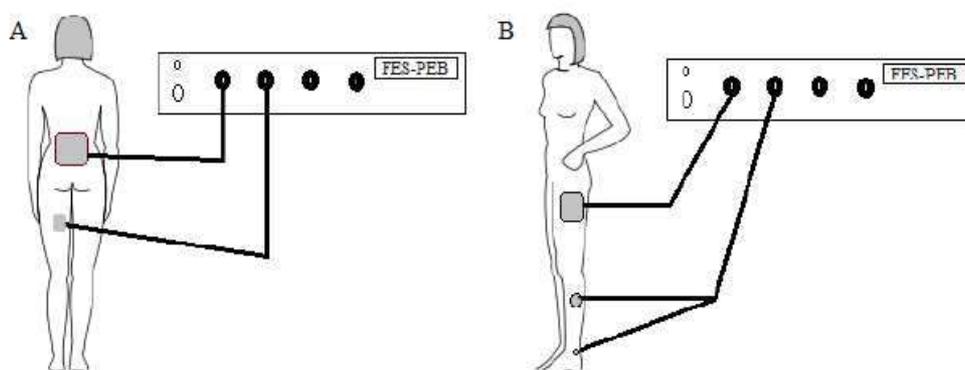


Figura 12: Técnica monopolar: a) método com um eletrodo b) método com múltiplos eletrodos.

Tomado de GAVE (2011) com permissão de Nárrima de Souza Gave.

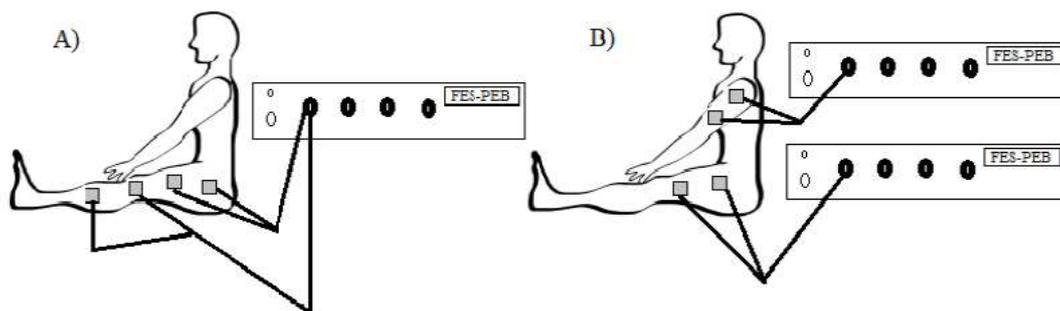


Figura 13: Técnica bipolar: a) Utilização de um canal de estimulação com bifurcação dos fios. b) utilização de dois estimuladores. Tomado de GAVE (2011) com permissão de Nárrima de Souza Gave.

A distância entre os eletrodos influi na profundidade e caminho da corrente entre eles (Figura 14) e também altera a densidade de corrente nos tecidos, isto é, quanto mais próximos eles estiverem, mais superficial é o fluxo da corrente e maior a densidade de corrente no tecido. Por outro lado, quanto maior for a distância entre os eletrodos, menor será a densidade de corrente no tecido e mais profundo o fluxo de corrente (NELSON *et al.*, 1999; CAMERON, 2008).

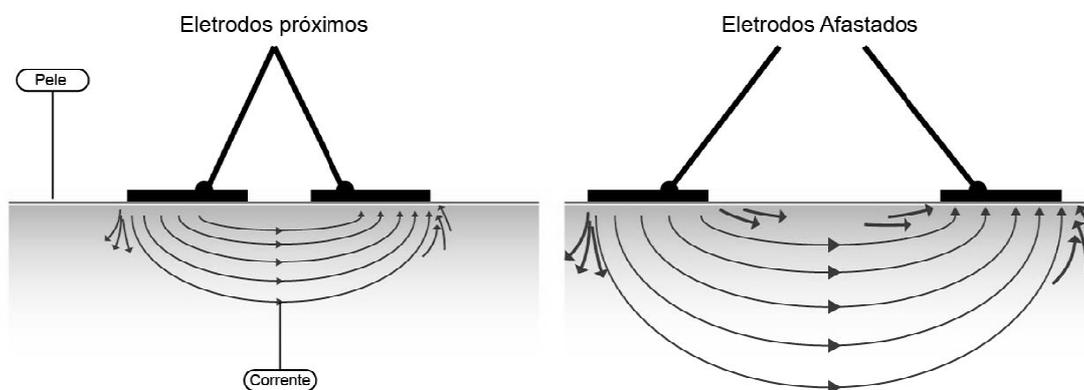


Figura 14: Efeito da distância entre os eletrodos no fluxo de corrente.

As desvantagens da estimulação elétrica superficial são: em primeiro lugar a dificuldade em localizar corretamente os eletrodos para obter a resposta desejada; em segundo lugar a dificuldade de obter contrações isoladas ou de ativar músculos profundos; e por último, a estimulação pode ser dolorosa pela ativação dos receptores cutâneos de dor (PECKHAM e KNUTSON, 2005).

3.3 *Historia da FES em Membros Inferiores*

Na década de 1950, Milton G. Levine (Estados Unidos) investigou o uso da estimulação elétrica para aliviar a espasticidade em pacientes hemiplégicos e observou uma redução transitória da mesma (LEVINE *et al.*, 1952). Já na década de 1960 se tem uma produção muito rica sobre "eletroterapia funcional" e "estimulação funcional elétrica", assim como seu potencial para a reabilitação do paciente neurológico, através da plasticidade do neurônio-motor. Em 1961, Wladimir Liberson e seus colegas reportaram a primeira aplicação da FES, usando um estimulador portátil de um só canal (*drop-foot stimulator*) para servir de assistência à marcha em pacientes hemiplégicos. O estimulador portátil era fixado ao cinto usado pelo paciente, o eletrodo ativo (de borracha condutora) era colocado sobre o nervo peroneal, perto da cabeça da fíbula e o eletrodo de retorno sobre os músculos dorsiflexores do tornozelo. A estimulação foi sincronizada com a fase de balanço da marcha através de um interruptor posicionado no pé, que permitiu a ativação do estimulador quando o pé fosse levantado do chão (SINGER, 1987; BINDER-MACLEOD e LEE, 1997; KITCHEN, 2003; ANDREWS, 2011 apud LIBERSON *et al.*, 1961). Depois disso, numerosos relatos sobre a assistência da dorsiflexão nas extremidades inferiores dos pacientes com hemiplegia começaram a aparecer usando estimuladores elétricos portáteis para entregar pulsos de 20 a 500 μ s, com frequência de 30 a 100 Hz, estimulando o nervo peroneal na extremidade inferior afetada. Destaque-se ainda que a frequência mais usada nestes estudos foi de 30 Hz (Tabela 1) (TAKEBE *et al.* 1975; CARNSTAM *et al.*, 1977; MERLETTI *et al.*, 1978), sendo associada a resultados de melhoria na marcha, aumento da força muscular, diminuição da espasticidade e melhoria duradora da função motora nas pesquisas que avaliavam os feitos em períodos pós-estimulação (SINGER, 1987).

Os problemas que começaram a aparecer sobre o uso da FES incluíam a correção incompleta de muitos dos pacientes com anormalidades da marcha, uma baixa aceitação do tratamento devido ao desconforto, dificuldade de uso e fadiga muscular rápida (SINGER, 1987).

Um estudo foi feito em 1975 por Takebe e seus colegas usando um estimulador de um único canal e eletrodos de superfície com o eletrodo de retorno colocado no músculo tibial anterior e o eletrodo ativo abaixo da cabeça da fíbula. Neste trabalho somente 3 dos 9 pacientes que começaram o tratamento terminaram-no 5 semanas depois por motivo de dor e desconforto. Destaque-se ainda a dificuldade e o tempo

envolvido em situar os eletrodos no ponto motor, além da interferência gerada pelo movimento dos mesmos, no que se verificou a importância da interface eletrodo-pele (TAKEBE *et al.*, 1975). Esta importância foi ratificada quando Stanic e seus colegas observaram, em 1978, na aplicação de um sistema de seis canais para estimulação superficial, que os problemas de interface entre os eletrodos e a pele do paciente produziam variabilidade da resposta motora, dor na excitação, desconforto e fadiga com altas amplitudes de corrente. É a partir deste estudo que também se começa a fazer estimulação dos músculos quadríceps através dos nervos safeno e sural, em pacientes com lesão medular, com o objetivo de avaliar alterações no tempo da passada e análise postural. A seleção do grupo muscular apropriado para a estimulação com um trem de pulsos de voltagem e a determinação da sequência ótima de ativação destes músculos foi feita baseando-se numa análise clínica da marcha de cada paciente. Descobriu-se durante a pesquisa que o uso da estimulação multicanal encurta o período de reabilitação (SINGER, 1987 apud STANIC, 1978; BINDER-MACLEOD e LEE, 1997).

Esta última conclusão foi confirmada na pesquisa de Bogataj e seus colegas (1989), os quais estudaram os efeitos do FES, usando um estimulador controlado por microprocessador de seis canais, em 16 pacientes com hemiplegia depois do AVC e 4 pacientes com hemiplegia após acidente vascular encefálico (AVE) que não podiam caminhar de maneira independente.

A pesquisa na área registrou tentativas para que pacientes com lesão medular pudessem se levantar da posição sentado, se manter de pé sem ajuda e conseguir caminhar com auxílio de muletas. Nos estudos envolvendo estimulação de quadríceps, os parâmetros de estimulação usados se encontram na faixa de 20 a 80 Hz de frequência e 100 a 400 μ s de duração do pulso ativo, com intensidade de corrente variável (BAJD *et al.*, 1983; BRAUN *et al.*, 1985; BOGATAJ *et al.*, 1989); sendo mais usados os valores de 300 μ s e 50 Hz (Tabela 1).

Em 1993 já se tinha a tecnologia para efetuar as principais ações requeridas pelos pacientes paraplégicos em relação à aplicação de FES: fazer exercícios de fortalecimento, levantar e sentar na cadeira e caminhar. Em 1995 Bogotaj e seus colegas relataram os resultados do primeiro estudo clínico da FES para melhorar a marcha, o qual utilizou um desenho experimental para tentar avaliar os efeitos da FES (BOGATAJ *et al.*, 1995).

Os resultados obtidos neste campo de pesquisa vão desde o fortalecimento muscular e diminuição da espasticidade, até a consecução da marcha funcional em alguns pacientes (BRAZ *et al.*, 2009). Nos últimos anos estão se desenvolvendo pesquisas sobre FES que envolvem a realimentação com mecanomiografia (MMG), pela possibilidade da sua aplicação simultânea com a realização de movimentos funcionais na contração muscular durante a estimulação sem ocorrer interferência elétrica (FALLER *et al.*, 2009) e por sua utilidade em aplicações práticas onde o torque muscular não pode ser detectado durante a estimulação funcional (SCHEEREN *et al.*, 2010).

Nos estudos feitos por Eddy Krueger-Beck e Eduardo M. Scheeren e seus colegas, onde tomaram parte 10 indivíduos saudáveis e 3 pacientes com lesão medular, foram aplicados quatro perfis de FES nos músculos quadríceps reto femoral e vasto lateral, via estimulação do nervo femoral. Neste estudo foram obtidas contrações eficientes para pequenos valores de ângulo articular (perto de 40°) durante tempos longos de estimulação (KRUEGER-BECK e SCHEEREN *et al.*, 2010; KRUEGER-BECK e SCHEEREN *et al.*, 2010; SCHEEREN. *et al.*, 2010). Os valores de angulação sofreram uma redução da amplitude durante os testes e foram inversamente proporcionais à produção de força muscular. O valor RMS (*Root Mean Square*) do sinal de MMG aumentou progressivamente com o desenvolvimento de fadiga, o que se refletiu no número maior de unidades motoras ativas, sendo observada também diminuição da frequência mediana - MF (do inglês, *Median Frequency*). Isto pode ser explicado pela fadiga muscular ou pelo aumento do limiar de despolarização que caracteriza a adaptação das células nervosas frente a uma FES prolongada. Concluíram que a escolha de configurações de trem de pulso adequada pode reduzir ou retardar a fadiga muscular (KRUEGER-BECK e SCHEEREN *et al.*, 2010; KRUEGER-BECK e SCHEEREN *et al.*, 2010; SCHEEREN *et al.*, 2010).

Os trabalhos anteriormente mencionados apontam que usando a MMG e a eletrogoniometria simultaneamente se pode contribuir para um melhor entendimento da resposta do músculo associada à aplicação da FES, podendo ajudar a criar um arranjo experimental com FES para o melhoramento da marcha e estratégias artificiais funcionais de controle de movimentos (KRUEGER-BECK e SCHEEREN *et al.*, 2010, KRUEGER-BECK e SCHEEREN *et al.*, 2010; SCHEEREN *et al.*, 2010).

Hoje em dia, dispositivos de assistência da dorsiflexão similares com o “*drop-foot stimulator*” de Liberson e seus colegas continuam sendo estudados. Neste ano, foi apresentado um estudo para examinar a eficácia clínica de um dispositivo disponível no mercado que oferece FES para estimular a dorsiflexão do tornozelo (PROSSER *et al.*, 2012) observando melhoria na dorsiflexão sem alterar a velocidade de marcha usual do sujeito, resultado que concorda com os achados de FORNUSEK *et al.* (2012) que observaram um aumento na excursão da articulação do tornozelo aplicando FES durante a prática de ciclismo.

Os mais recentes estudos sobre FES dizem respeito a controladores de malha aberta e fechada, técnicas de algoritmos de controle e unidades de controle com informação de realimentação de estimuladores neuromusculares através de sinais biológicos ou sensores artificiais (JOVIC *et al.*, 2012; CATUNDA *et al.*, 2012). Esses estudos foram associados principalmente à marcha, onde os pacientes com lesão medular têm sido beneficiados pelas aplicações de FES malha aberta em sistemas de caminhar (melhoramento da marcha), uma vez que a instalação e configuração destes sistemas é mais fácil e rápida. Porém, suas limitações sobre o controle da extensão articular fazem que o controle em malha fechada da marcha possa ser melhor aproveitado (BRAZ *et al.*, 2009).

Na Tabela 1 são apresentados os protocolos e resultados dos principais estudos que usam FES em membros inferiores utilizando estimuladores simples e multicanais com eletrodos de superfície.

Tabela 1: Estudos com FES em membro inferior com estimulação superficial.

<i>Autor [ano]</i>	<i>Amostra</i>	<i>Músculo ou Nervo</i>	<i>Forma do Pulso</i>	<i>Intensidade de corrente, Freqüência e Duração do Pulso</i>	<i>Onda on/off</i>	<i>Rampa [segundos]</i>	<i>Período e sessões de tratamento</i>	<i>Avaliação objetiva / subjetiva</i>	<i>Resultados</i>
Liberson <i>et al</i> 1961	7 indivíduos com AVC	Peroneais e Dorsiflexores	-	- 30 Hz 0,02 ms	-	-	-	Da eversão do tornozelo e dorsiflexão durante a fase de balanço da marcha	Melhoria da marcha com FES e períodos transitórios de recuperação espontânea da dorsiflexão
Takebe <i>et al</i> 1975	9 indivíduos com AVC	Peroneais e Dorsiflexores	-	6 mA 50 Hz -	-	-	5 semanas	Avaliação da marcha	Descobriu-se a importância da interface eletrodo-pele na estimulação. Melhoramento da marcha com FES
Carnstam <i>et al</i> 1977	7 indivíduos com AVC, hemiparesia ou espasticidade paraparesia resultante de Esclerose Múltipla	Peroneais e Dorsiflexores	-	- 30 Hz 0,5 ms	300ms / 1s	Subida máxima	Variável (vários anos)	Valoração do reflexo do tendão-calcanhar, reflexo patelar e a força dos dorsiflexores em torque máximo isométrico durante a marcha / realimentação com EMG	Incremento no torque máximo voluntário e da força dos dorsiflexores, diminuiu o limiar de excitabilidade do reflexo S1 com FES e a resistência motora em músculos antagonistas flexores da planta do pé
Stanic <i>et al</i> 1978	11 indivíduos com AVC	Peroneais, Dorsiflexores e plantarflexores; flexores e extensores do joelho; e extensores e abdutores do quadril	Retangular	Variável 30 a 40 Hz 0,15 a 0,3 ms	-	-	1 mês (3 sessões semanais)	Avaliação da marcha. Valoração das alterações no tempo de passo e análise de postura	Melhoria na marcha com FES. Descobriu-se que o uso da estimulação multicanal encurta o período de reabilitação

<i>Autor [ano]</i>	<i>Amostra</i>	<i>Músculo ou Nervo</i>	<i>Forma do Pulso</i>	<i>Intensidade de corrente, Frequência e Duração do Pulso</i>	<i>Onda on/off</i>	<i>Rampa [segundos]</i>	<i>Período e sessões de tratamento</i>	<i>Avaliação objetiva / subjetiva</i>	<i>Resultados</i>
Merletti <i>et al</i> 1978	49 indivíduos com AVC, só 24 tratados com FES	Peroneais e Dorsiflexores	Monofásica Retangular	Variável 30 Hz 0,3 ms	1,5/3	-	5 semanas (6 dias por semana, 20 minutos por sessão) + 1 hora de terapia convencional 1 por dia	Ângulo dos dorsiflexores em máxima contração voluntária	Um aumento temporário da força muscular após FES nos dorsiflexores e peroneais do tornozelo. Ganhos de movimento voluntário e redução da espasticidade. Correção da marcha em 76% dos casos. Melhoria duradoura na função dos membros inferiores em 34% dos pacientes
Bajd <i>et al</i> 1983	12 indivíduos paraplégicos com lesão medular incompleta abaixo de T5	Quadríceps, Nervos peroneal, Safeno e Sural	Monofásica Retangular	Variável 20 Hz 0,3 ms	-	-	Inicialmente no programa de treinamento para o fortalecimento de quadríceps atrofiados, se fez estimulação 3 horas por dia. Tempo total de 1 a 3 meses	Levantar-se da posição de sentado, manter-se em pé sem ajuda, caminhar com muletas	Todos os pacientes se levantaram, com apoio dos braços e ficaram em pé por até 20 minutos com o estímulo dos extensores do quadril e o joelho. A marcha funcional (caminhar com auxílio de muletas e assistência de espera) se apresentou num paciente. Outros pacientes melhoraram o controle intestinal e da bexiga, diminuíram a espasticidade e a incidência de áreas de pressão
Marsolais <i>et al</i> 1983	3 indivíduos com AVC	Quadríceps, extensores do quadril, abdutores do quadril	-	Variável 50 Hz 0,1 ms	-	-	De 8 meses a 1 ano	Avaliação da força nos quadríceps	Incremento na força, diminuição da espasticidade e melhora na marcha durante 30 min.

<i>Autor [ano]</i>	<i>Amostra</i>	<i>Músculo ou Nervo</i>	<i>Forma do Pulso</i>	<i>Intensidade de corrente, Freqüência e Duração do Pulso</i>	<i>Onda on/off</i>	<i>Rampa [segundos]</i>	<i>Período e sessões de tratamento</i>	<i>Avaliação objetiva / subjetiva</i>	<i>Resultados</i>
Gruner <i>et al</i> 1983	6 indivíduos com lesão medular	Quadríceps	-	Variável 30 Hz 0,2 ms	-	-	30 sessões 9 semanas 3 sessões por semana 2 a 10 min Por sessão	Força dos Quadríceps	Incremento da força e a resistência
Braun <i>et al</i> 1985	4 indivíduos paraplégicos com lesão medular completa abaixo do nível de T5	Quadríceps, Extensores de quadril, Reflexo de flexão	Retangular	Variável 24 Hz 0,3 ms	-	-	22 semanas 10 a 30 dias 10 a 30 minutos por dia	Avaliação da marcha e Plataforma de força	2 dos 4 pacientes conseguiram caminhar com muletas. Redução da espasticidade e aumento da força dos músculos abdominais
Bogataj <i>et al</i> 1989	20 indivíduos hemiplégicos com deficiência motora, que não podiam caminhar de maneira independente	Peroneais, Dorsiflexores do tornozelo, músculo sóleo para plantarflexão, músculos quadríceps femorais para extensão do joelho, músculos isquiotibiais para flexão de joelho, glúteo máximo para a extensão do quadril	-	Variável 30 Hz 0,2 ms	-	-	5 dias por semana (1 sessão por dia). Depois de 2 a 3 semanas o tratamento se continuava dependendo da resposta à estimulação	Valoração das mudanças no padrão da marcha dos pacientes durante a aplicação da FES e sem FES	Melhoria da marcha. após o treinamento. Todos os indivíduos apresentaram melhora de sua marcha, resistência e postural. Os pacientes foram capazes de caminhar novamente

<i>Autor [ano]</i>	<i>Amostra</i>	<i>Músculo ou Nervo</i>	<i>Forma do Pulso</i>	<i>Intensidade de corrente, Freqüência e Duração do Pulso</i>	<i>Onda on/off</i>	<i>Rampa [segundos]</i>	<i>Período e sessões de tratamento</i>	<i>Avaliação objetiva / subjetiva</i>	<i>Resultados</i>
Malezic <i>et al</i> 1992	11 indivíduos com AVC e 10 com lesões cerebrais	-	Simétrica, Bifásica ou Monofásica	0 a 500 mA - -	-	-	-	-	Melhoria da força muscular, do ângulo articular e da velocidade durante a marcha
Bogataj <i>et al</i> 1995	20 indivíduos com hemiplegia secundária grave depois de AVC	Peroneais, Dorsiflexores do tornozelo, músculo sóleo para plantarflexão, músculos quadríceps femorais para extensão do joelho, músculos isquiotibiais para flexão de joelho, glúteo máximo para a extensão do quadril	-	- - -	-	-	6 semanas	Treinamento de marcha com estimulação FES de seis canais. Avaliação do desempenho da marcha (velocidade da marcha, comprimento do passo, cadência da marcha)	FES pode acelerar a reabilitação de pacientes com problemas motores graves depois de um AVC e pode, assim, ajudar a reduzir o custo da reabilitação
Binder-Macleod <i>et al</i> 1995	20 indivíduos saudáveis	Quadríceps femorais	Monofásica, Rectangular	- - 0,6 ms	-	-	-	-	Obteve-se o 80% da contração isométrica voluntária máxima dos músculos em todos os sujeitos

<i>Autor [ano]</i>	<i>Amostra</i>	<i>Músculo ou Nervo</i>	<i>Forma do Pulso</i>	<i>Intensidade de corrente, Frequência e Duração do Pulso</i>	<i>Onda on/off</i>	<i>Rampa [segundos]</i>	<i>Período e sessões de tratamento</i>	<i>Avaliação objetiva / subjetiva</i>	<i>Resultados</i>
Krueger-Beck E. <i>et al</i> 2010	10 indivíduos saudáveis e 3 pacientes com lesão medular	Reto femoral e Vasto lateral	Monofásica Quadrada	- 1000 Hz 0,10 ms Burst: 50 Hz 0,10 ms Burst: 70 Hz 0,2 ms Burst: 50 Hz 0,2 ms Burst: 70 Hz	100µs/900µs Burst 3ms/17ms 100µs/900µs Burst 3ms/17ms 200µs/800µs Burst 3ms/17ms 200µs/800µs Burst 3ms/17ms	-	-	Diferencias nos aspectos de Mecanomiografia (MMG) RMS e Frequência Mediana (MF) entre um individuo saudável e um individuo com lesão medular	As alterações da MMG RMS e MF estão inversamente relacionadas e a estratégia de recrutamento do músculo contraindo durante a FES é variável para cada individuo devido à fadiga e adaptação das células nervosas. É dizer as principais características de MMG são em grande parte dependentes das propriedades contrateis do músculo
Krueger-Beck E. <i>et al</i> 2010	10 indivíduos saudáveis e 3 pacientes com lesão medular	Reto femoral e Vasto lateral	Monofásica Quadrada	- 1000 Hz 0,10 ms Burst: 50 Hz 0,10 ms Burst: 70 Hz 0,2 ms Burst: 50 Hz 0,2 ms Burst: 70 Hz	100µs/900µs Burst 3ms/17ms 100µs/900µs Burst 3ms/17ms 200µs/800µs Burst 3ms/17ms 200µs/800µs Burst 3ms/17ms	-	2 sessões com intervalo de repouso de aprox. 15 min	Propor um índice de eficiência que possa indicar os parâmetros de FES mais adequados para controlar os movimentos funcionais com o uso de realimentação de MMG. Os valores médios foram usados para criar o EI (Índice de eficiência), que foi determinado para os 4 perfis de FES	O perfil de frequência de pulso de 1KHz e duração do pulso ativo de 200µs foi o mais eficiente. No índice de decremento de força (SDI), os valores menores indicam uma maior resistência à fadiga muscular

<i>Autor [ano]</i>	<i>Amostra</i>	<i>Músculo ou Nervo</i>	<i>Forma do Pulso</i>	<i>Intensidade de corrente, Freqüência e Duração do Pulso</i>	<i>Onda on/off</i>	<i>Rampa [segundos]</i>	<i>Período e sessões de tratamento</i>	<i>Avaliação objetiva / subjetiva</i>	<i>Resultados</i>
Scheeren Eduardo M. <i>et al</i> 2010	10 indivíduos saudáveis e 3 pacientes com lesão medular	Reto femoral e Vasto lateral	Monofásica Quadrada	- 1000 Hz 0,10 ms Burst: 50 Hz 0,10 ms Burst: 70 Hz 0,2 ms Burst: 50 Hz 0,2 ms Burst: 70 Hz	100µs/900µs Burst 3ms/17ms 100µs/900µs Burst 3ms/17ms 200µs/800µs Burst 3ms/17ms 200µs/800µs Burst 3ms/17ms	-	2 sessões com intervalo de repouso de aprox. 15 min	Avaliar a aplicação do sinal de MMG como uma ferramenta para pesquisar a resposta muscular durante a FES	O sinal de MMG pode ser analisado no domínio temporal e no domínio espectral e não houve diferencia no MMG no domínio freqüência entre os dois comprimentos musculares (curto e longo)
Prosser <i>et al</i> 2012	19 indivíduos com paralisia cerebral de severidade mínima	Fibular	Bifásica Assimétrica	Variável - 0,025 ms ou 0,05 ms	-	-	4 meses com sessões diárias de 5,6 horas	Avaliar a eficácia de um dispositivo FES para estimular a dorsiflexão do tornozelo	Melhoria da dorsiflexão com flexão plantar do tornozelo parcialmente preservada durante a marcha
Fornusek <i>et al</i> 2012	7 indivíduos com lesões medulares crônicas	Tibial anterior, Tríceps sural, Quadríceps, Isquiotibiais, Glúteos	-	Sessão 1: 66 mA Sessão 2: 140 mA 35 Hz 0,3 ms	20s/20s	-	12 semanas com sessões de 25 min.	Avaliar se a combinação de estimulação elétrica e movimento articular voluntário repetitivo pode ser benéfico para melhorar a flexibilidade do tornozelo.	Aumento da excursão da articulação do tornozelo durante a estimulação

3.4 FES (*Características e Aplicações*)

A pesquisa na reabilitação envolvendo FES tem tido, até o momento, objetivos clínicos específicos de apoio e promoção da recuperação das funções motoras dos membros paralisados e tratamento precoce no caso de dano no SNC. Têm sido verificadas também preocupações como o desenvolvimento da função motora em crianças com paralisia cerebral; restauração de mecanismos básicos de reflexo motor envolvidos em atividades rítmicas (movimentos coordenados) comandadas pela medula espinhal; substituição das funções motoras ausentes como resultado de lesão do SNC e a prevenção de disfunção motora resultante de controle postural (PECKHAM e KNUTSON, 2005; BRAZ *et al.*, 2009), com a vantagem de utilizar a energia metabólica do próprio indivíduo para a execução do movimento (KITCHEN, 2003). Tais trabalhos vêm resultando em estudos práticos que contribuem para a normalização das atividades reflexas motoras básicas, melhoramento do controle motor, manutenção da amplitude do movimento, fortalecimento de músculos enfraquecidos, recuperação funcional, melhoramento da disfunção da marcha, espasticidade e perda de função dos membros superiores e inferiores (MALEZIC *et al.*, 1992; BOGATAJ *et al.*, 1995; ARANTES *et al.*, 2007; KRUEGER-BECK e SCHEEREN *et al.*, 2010).

A aplicação de FES foi usada no passado para solucionar problemas de pós-ventilação associados a pacientes de nível alto de lesão medular mediante a estimulação do diafragma a partir da estimulação do nervo frênico e para melhorar as perturbações da bexiga, assim como na gestão de escoliose idiopática (deformidade da coluna vertebral sem causa definida), conseguindo a redução na extensão da coluna vertebral em alguns pacientes (SINGER, 1987).

Além dos efeitos que produz no momento da estimulação, a FES tem como propósito terapêutico a melhora de tecidos saudáveis ou da função voluntária para induzir mudanças fisiológicas que se reflitam depois da estimulação. Funções motoras e sensoriais podem ser restauradas com FES (fortalecimento muscular, mobilidade após lesões na medula espinhal e manutenção da amplitude de movimento em indivíduos imobilizados), onde o conceito básico nestes casos é proporcionar a restauração funcional através da ativação elétrica do neurônio motor inferior intacto através de eletrodos colocados sobre, ou

perto, das fibras nervosas que ativam o músculo a ser estimulado (PECKHAM e KNUTSON, 2005).

A eficácia das atividades de reabilitação neurológica depende e se relaciona com o grau de deficiência, mas ainda mais com a especificidade das perdas de conexões neurais de cada indivíduo (SINKJAER e POPOVIC, 2009). Então, outro benefício da FES em ampla discussão diz respeito ao fornecimento de informação sensorial oriunda dos músculos e de diferentes receptores adjacentes à região do estímulo elétrico, o que permitiria a reorganização no controle do movimento por parte dos circuitos cerebrais responsáveis após a lesão, levando ao reaprendizado do paciente na realização de tarefas simples, o que é um objetivo mais importantes do ponto de vista funcional (CHARLTON *et al.*, 2003). Então, a aplicação de FES, combinada com um esforço voluntário coincidente do paciente para realizar uma tarefa específica, por exemplo, de locomoção, poderiam ajudar a promover mudanças adaptativas na conectividade cortical e restaurar modificações sinápticas por este mecanismo exclusivo de adaptação (RUSHTON, 2003).

O uso da FES tem se difundido para substituir o controle voluntário de movimentos e melhorar o controle motor na reabilitação de pacientes hemiplégicos, paraplégicos e quadriplégicos, com esclerose múltipla e paralisia cerebral e outros pacientes sofrendo de comprometimento ou doença do sistema nervoso central, desordens neurológicas, traumatismo cranioencefálico, pacientes de acidente vascular cerebral (AVC) ou lesão medular (KITCHEN, 2003; RUSHTON, 2003; PECKHAM e KNUTSON, 2005).

Durante os anos de pesquisa se tem descoberto que para assegurar a efetividade da FES, os neurônios motores inferiores do indivíduo devem estar intactos, desde os cornos anteriores da medula espinhal às juntas neuromusculares dos músculos que serão ativados. Não se pode aplicar FES quando se tem danos nos neurônios motores inferiores ou dano nos nervos periféricos; como, por exemplo, em casos de pólio ou esclerose amiotrófica lateral (ALS). Além disso, a junção neuromuscular (tecido muscular) deve ser saudável, o que dificulta a aplicação de FES em distrofias musculares (PECKHAM e KNUTSON, 2005).

Uma das principais limitações da aplicação de FES tem a ver com o aspecto da ordem de ativação das unidades motoras, que é muito diferente do padrão de recrutamento fisiológico durante a contração, e que pode favorecer à ativação das unidades motoras

rápidas, adicionalmente às lentas, incluso a níveis relativamente baixos da força evocada. Esta singularidade tem importantes implicações no contexto de reabilitação, para pacientes que apresentam atrofia das fibras musculares rápidas, e no treino de atletas que requerem altos níveis de força muscular e potência. Porém, impõe uma grande demanda metabólica e por isso acelera a aparição da fadiga muscular. Esta limitante tornou-se um grande obstáculo para a obtenção de uma técnica que possa ser utilizada durante longos períodos de tempo (MAFFIULETTI, 2010).

3.5 FES (*Parâmetros de Controle*)

Ao longo do tempo estabeleceram-se princípios para uma estimulação segura de tecido neuromuscular e foram descobertos métodos para regular a intensidade ou força das contrações musculares eletricamente induzidas pela modulação de parâmetros da FES, tais como: frequência, amplitude e duração dos pulsos de estimulação. Estes parâmetros influenciam no conforto do paciente, juntamente com o posicionamento e o tamanho (área) dos eletrodos de superfície (PECKHAM e KNUTSON, 2005; VELLOSO, 2007). Uma frequência muito baixa produz uma série de contrações bruscas, sendo a partir da frequência chamada de “frequência de fusão” que se obtém como resposta uma contração suave (PECKHAM e KNUTSON, 2005). Para tais casos, é recomendada na literatura a estimulação com frequências na faixa de 20 a 80 Hz. Frequências altas produzem contrações mais fortes e até a contração tetânica, mas aumentam a taxa de fadiga muscular (PECKHAM e KNUTSON, 2005).

Na prática clínica evitam-se as altas frequências, podendo, por exemplo, acumular estímulos repetitivos num breve período de tempo para alcançar a contração (somação temporal). Já a frequência mínima para obter o somatório de contrações musculares está na faixa de 12 a 15 Hz, se o músculo já estiver acondicionado para ter contrações de relativamente longa duração. Um regime de exercícios de baixa frequência aumenta o tempo de contração e a resistência à fadiga (PECKHAM e KNUTSON, 2005).

A contração muscular depende diretamente da amplitude e duração do pulso, uma vez que a contração muscular pode ser aumentada ao se aumentar o número de unidades motoras ativadas (somação espacial). Isto pode ser conseguido através do aumento da amplitude (intensidade de corrente) do pulso ou da duração do mesmo, o que aumenta a

carga elétrica injetada e produz um maior campo elétrico em uma região maior. Ou seja, com duração curta se necessita de grandes amplitudes, o que pode ocasionar estimulação de nociceptores, causando sensação de dor ao paciente (PECKHAM e KNUTSON, 2005).

As rampas de subida e descida na corrente de estimulação são usadas para causar um recrutamento gradual das unidades motoras do músculo, os axônios de maior diâmetro (que inervam as unidades motoras maiores) são ativados com correntes de menor amplitude que os axônios pequenos, isto é conhecido como ordem de recrutamento inverso, sendo o contrário do recrutamento fisiológico (PECKHAM e KNUTSON, 2005). As rampas normalmente são configuradas com duração de 0,6 a 0,8 s, devendo-se considerar também um tempo de interrupção da estimulação (off time), que permite que o músculo descanse antes da próxima contração (VELLOSO, 2007).

O controle da força de contração se faz, então, a partir da modulação da intensidade ou da duração do pulso, mantendo-se a frequência constante e o mais baixa possível para evitar a fadiga prematura do músculo (PECKHAM e KNUTSON, 2005). Alguns estudos tem apontado as ondas bifásicas simétricas com duração entre 200 e 400 μ s (300 μ s preferencialmente) como as mais confortáveis (BAJD *et al.*, 1983; BOGATAJ *et al.*, 1995, 1989; BRAUN *et al.*, 1985; KRUEGER-BECK e SCHEEREN *et al.*, 2010; SCHEEREN *et al.*, 2010).

O equipamento utilizado no presente trabalho, o FES-PEB, foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) da COPPE da Universidade Federal de Rio de Janeiro (UFRJ) no ano de 2007 durante a dissertação de mestrado de José Braconnot Velloso (VELLOSO, 2007). Este equipamento é um estimulador de corrente constante, pulsada, bifásica assimétrica que apresenta quatro fontes de estimulação capazes de gerar pulsos elétricos com amplitude, duração do pulso e frequência programáveis previamente por meio de um programa de computador desenvolvido para LabVIEW versão 7.1 (National Instruments, EUA), permitindo a definição de diferentes perfis de estimulação (VELLOSO, 2007).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O procedimento experimental se dividiu em duas etapas, denominadas Fase I e Fase II, sendo realizado no Laboratório de Instrumentação Biomédica (LIB) do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) da COPPE. Estes procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho da Faculdade de Medicina (CEP-HUCFF/FM) sob número CEP 003/11.

A Fase I contou com uma amostra de conveniência composta por 27 voluntários saudáveis de ambos os sexos com idade mínima de 18 anos, que concordaram com os termos de consentimento para a participação no estudo. O critério de inclusão contemplou sujeitos que não apresentassem histórico de alterações ou lesões do sistema neuromuscular, nem nenhum objeto metálico implantado nos membros inferiores, que conseguissem realizar o movimento de flexão e extensão do joelho em toda sua amplitude e que não tivessem nenhuma lesão na pele na região onde foram colocados os eletrodos.

Na Fase II a amostra de conveniência foi composta por 14 voluntários saudáveis de ambos os sexos com idade mínima de 18 anos que concordaram com os termos de consentimento para a participação do estudo, sendo tais voluntários diferentes dos indivíduos que participaram na primeira etapa. Os critérios de inclusão foram os mesmos da Fase I e os critérios de exclusão para as duas Fases são todos aqueles que não se enquadram nos critérios de inclusão.

4.1 Avaliação antropométrica

Durante ambas as fases foram realizadas medições antropométricas dos sujeitos segundo o protocolo de GUEDES (2006), onde foram obtidas informações sobre a estatura, massa corporal, perímetro da coxa, perímetro da perna medial, espessura das dobras cutâneas da coxa, comprimento da coxa, comprimento da perna e o comprimento total do membro inferior direito. Todas as medidas foram realizadas três vezes consecutivas, considerando-se o valor mediano da série como medida representativa.

Adicionalmente foram estimadas a área transversa da coxa (AT_{cx}), a área muscular da coxa (AM_{cx}), a área de gordura da coxa (AG_{cx}) e volume da coxa (Vol_{cx}) e apresentadas nas equações 1, 2, 3 e 4. Onde L é o comprimento do segmento perna-pé em metros.

$$ATcx = \frac{Ccx^2}{4 \cdot \pi} \quad (1)$$

$$AMcx = \frac{[Ccx - (DCcx * \pi)]^2}{4 \cdot \pi} \quad (2)$$

$$AGcx = ATcx - AMcx \quad (3)$$

$$Volcx = ATcx * L \quad (4)$$

onde Ccx é perímetro da coxa e $DCcx$ é a espessura das dobras cutâneas da coxa.

4.2 Modelo biomecânico

Foi realizada uma estimativa da força muscular na contração concêntrica do quadríceps propiciada pela FES. Nesta estimativa os segmentos corporais envolvidos foram considerados barras de densidade uniforme e o braço de alavanca constante.

Para o modelo biomecânico (Figura 15) desenvolvido, o segmento perna-pé, que gira ao redor do segmento da coxa, possui momento de inércia dado por (equação 5):

$$I = \frac{1}{3}mL^2 \quad (5)$$

onde L é o comprimento do segmento em metros e m é a massa do segmento corporal em quilogramas.

A massa do segmento corporal considerado foi calculada a partir de equações reportadas na literatura (equação 6), onde m_c é a massa corporal (ENOKA, 1994):

$$m = 0,053m_c + 0,73 \quad (6)$$

Com estes dados foi estimada a força realizada durante a aceleração máxima do segmento (equação 7).

$$|Fm| = \frac{I|\ddot{\theta}| + mg l \text{sen}(\theta)}{d} \quad (7)$$

onde o ângulo θ é definido como o complemento da variação angular associada à FES, I é o momento de inércia do segmento perna-pé, mg é o peso do segmento, d é o raio do joelho, cujo valor sugerido na literatura é de 0,04 m (TOZEREN, 2000), e l é a distância do centro de gravidade do segmento à articulação do joelho ($0,434 L$), dada em metros (ENOKA, 1994).

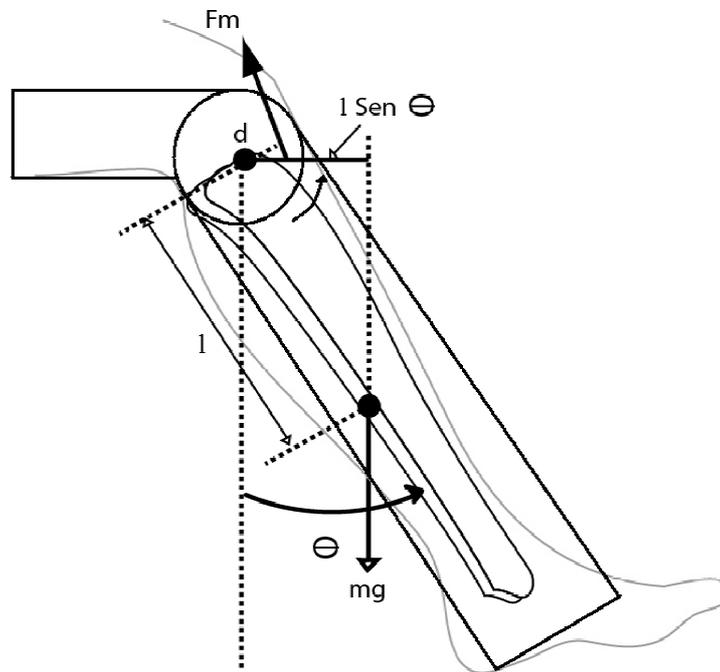


Figura 15: Modelo biomecânico para a estimativa da força exercida pelo grupo muscular do quadríceps durante o movimento de extensão de joelho.

Para cada perfil de estimulação foi calculada a média da força muscular, obtida pela equação 7, cujo valor foi considerado para análise estatística.

4.3 Protocolo de estimulação

Os voluntários foram sentados numa cadeira adaptada com o quadril e o joelho flexionados em ângulo de 80° (posição de descanso). Após a limpeza da pele, dois eletrodos auto-adesivos de 5 x 9 cm (Axelgaard, modelo ValuTrode CF5090, EUA) (Figura 16) foram posicionados sobre a coxa, sendo o anodo posicionado na região supra-patelar (4 cm da borda superior da patela). Para posicionar o catodo sobre a região do triângulo femoral se realizou um teste para localização do ponto motor. Neste teste foram utilizados pulsos de corrente de amplitude crescente de 5 a 20 mA, duração de pulso de 300 μ s e frequência de 1 Hz, aplicados por meio de uma caneta de eletroestimulação (Figura 16), até

se gerar abalo muscular no ponto motor do vasto lateral. A região na qual se notava forte contração muscular era marcada para posicionar o catodo.

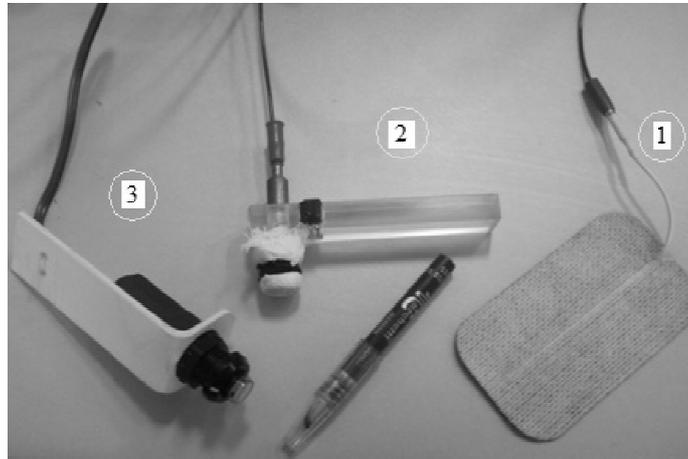


Figura 16: (1) Eletrodo superficial, (2) Caneta de estimulação, (3) Botão de segurança (*on/off*).

Um eletrogoniômetro potenciométrico foi posicionado lateralmente ao joelho para se adquirir o sinal de ângulo associado ao movimento de extensão do joelho (Figura 17).

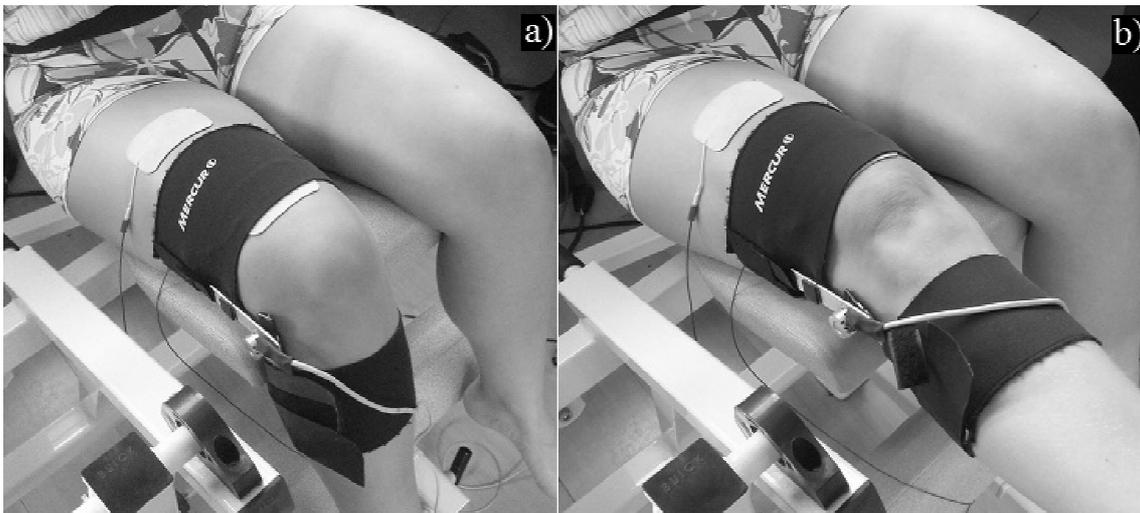


Figura 17: Eletrogoniômetro para medição da variação angular: a) Posição de descanso, b) Extensão do joelho.

4.3.1 Estimulação elétrica

Na Fase I realizaram-se seis sessões de estimulação, cada uma com três perfis (combinações) diferentes de parâmetros da FES. Cada perfil de estimulação manteve constante a frequência do trem de pulsos em 30 Hz, 50 Hz ou 80 Hz e a duração dos pulsos

em 300 μ s ou 400 μ s. A intensidade de corrente (i) foi feita linearmente crescente ao longo do tempo, apresentando valores máximos de 40 mA, 50 mA e 60 mA (Figura 18). Na contração, após a aplicação da máxima corrente, a intensidade da corrente foi diminuída de forma simétrica (Figura 19).

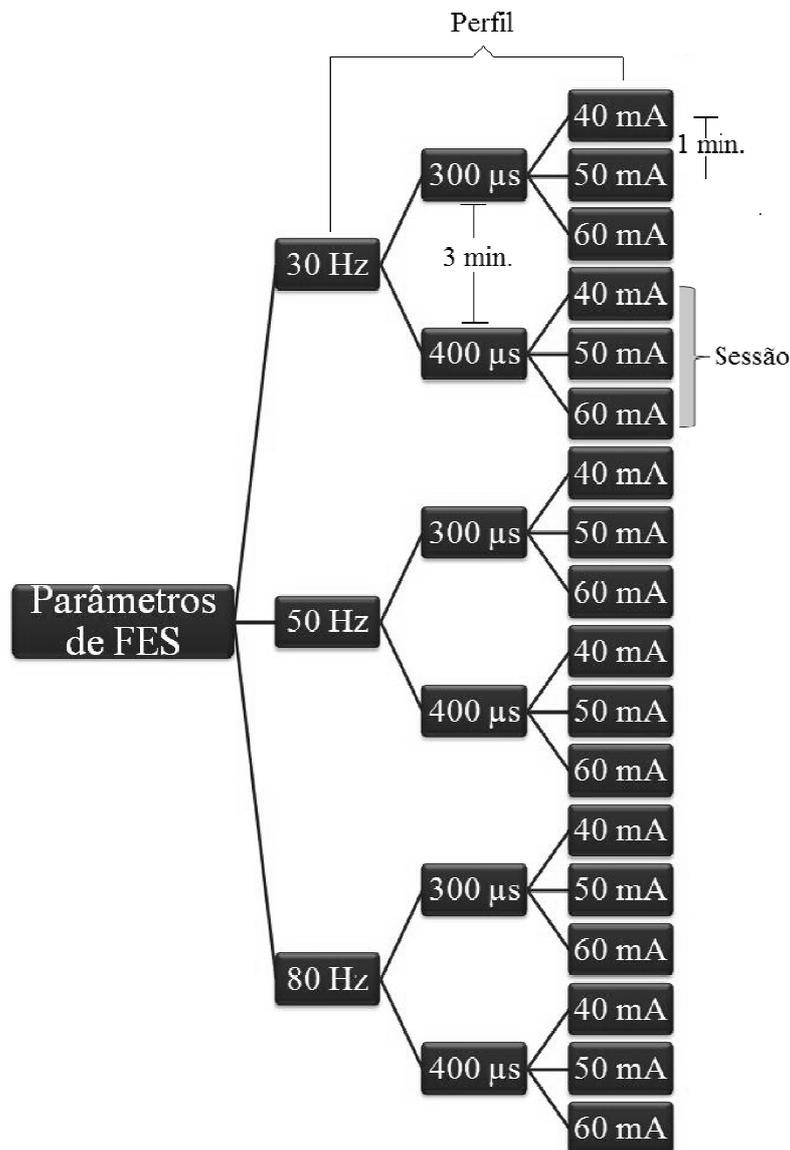


Figura 18: Perfis de estimulação do protocolo experimental da Fase I.

Os perfis de corrente de estimulação que, eventualmente, causassem dor eram imediatamente descartados, uma vez que durante o experimento o voluntário manteve na

mão um botão (Figura 16) que desligava a estimulação, podendo acioná-lo em caso de sensação de dor.

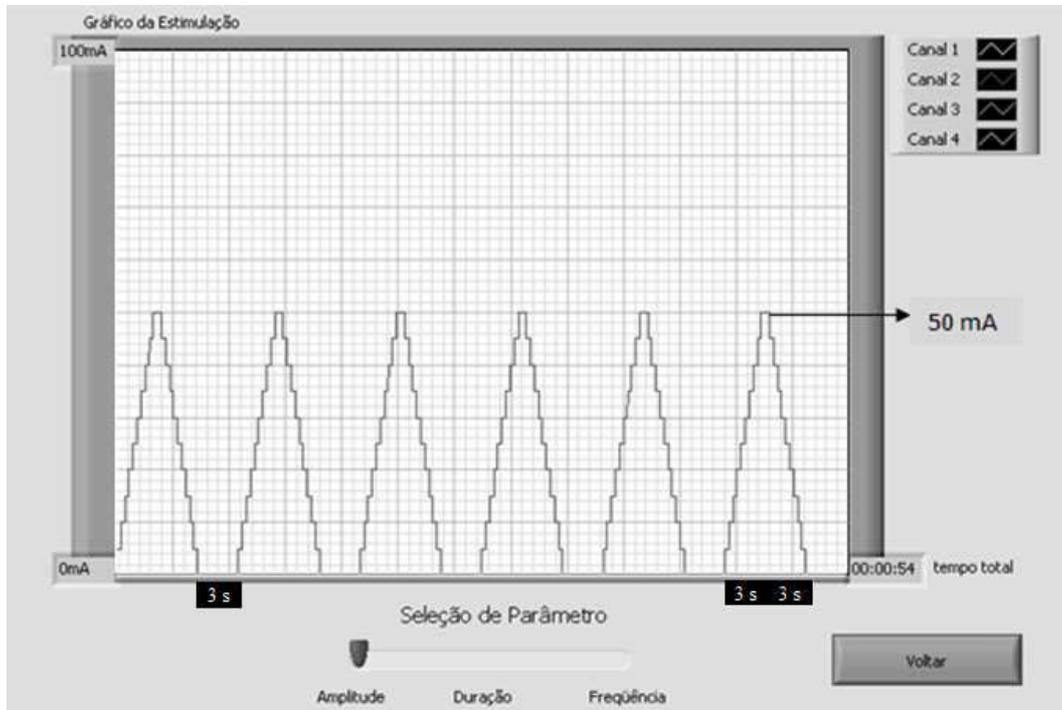


Figura 19: Exemplo de perfil de FES criado no programa de interface com o usuário do equipamento FES-PEB.

Para cada perfil de parâmetros da FES foram efetuadas seis repetições do movimento de contração concêntrica do quadríceps com intervalo de repouso de 3 s entre elas. O intervalo de repouso entre perfis diferentes foi de 1 min. Considerou-se uma sessão, o conjunto de perfis que mantiveram fixas a frequência e duração de pulsos, variando-se somente a intensidade. Deste modo, utilizaram-se intervalos de repouso entre as sessões de 3 min, em virtude da necessidade de uma maior reprogramação do estimulador.

Durante a Fase I se determinou a posição angular medida (*AngMed*) e foi estimada a força máxima (*Fm*) para cada um dos 18 perfis de estimulação.

Na Fase II, realizou-se uma sessão de estimulação que manteve fixas a frequência e a duração de pulsos que resultaram em contrações vigorosas durante a Fase I, variando-se a intensidade de corrente, com a intenção de posicionar a articulação do joelho nos ângulos de 15, 30 e 45°.

O equipamento utilizado para a geração dos pulsos de estimulação foi o estimulador FES-PEB (VELLOSO, 2007), que é capaz de fornecer intensidade de corrente entre 0 e 100 mA, com resolução de 1 mA; duração entre 50 e 500 μ s, com resolução de 1 μ s; e com frequência entre 20 e 200 Hz, com resolução de 1 Hz. O controle dos parâmetros foi feito em software de interface com o usuário desenvolvido para LabVIEW versão 7.1 (*National Instruments*, EUA).

4.4 Aquisição de sinais e sensores

A coleta dos dados de corrente de estimulação e de goniometria foi realizada utilizando a placa de aquisição NI USB-6251 de 16 bits (*National Instruments*, EUA) (Figura 20), a uma frequência de amostragem de 23900 Hz. Para a aquisição foi utilizado o programa DAS (PINO *et al.*, 2004), desenvolvido em LabVIEW 7.1. Deve ser mencionado que a corrente de estimulação foi digitalizada a partir de um amostrador de corrente colocado em série com o voluntário (GAVE *et al.*, 2010).

A amplitude da angulação articular foi digitalizada a partir da saída de um eletrogoniômetro.



Figura 20: Sistema de aquisição de dados.

O processamento *off-line* dos sinais coletados foi realizado no programa Mecanica (PINO *et al.*, 2002), desenvolvido em MATLAB (Mathworks, EUA). Para cada repetição do movimento foram determinados os ângulos iniciais e finais da articulação do joelho e o valor máximo da corrente de excitação (Figura 21). Para cada perfil foi calculada a média

da variação angular, que corresponde à diferença entre o ângulo final e o inicial do sinal de goniometria.

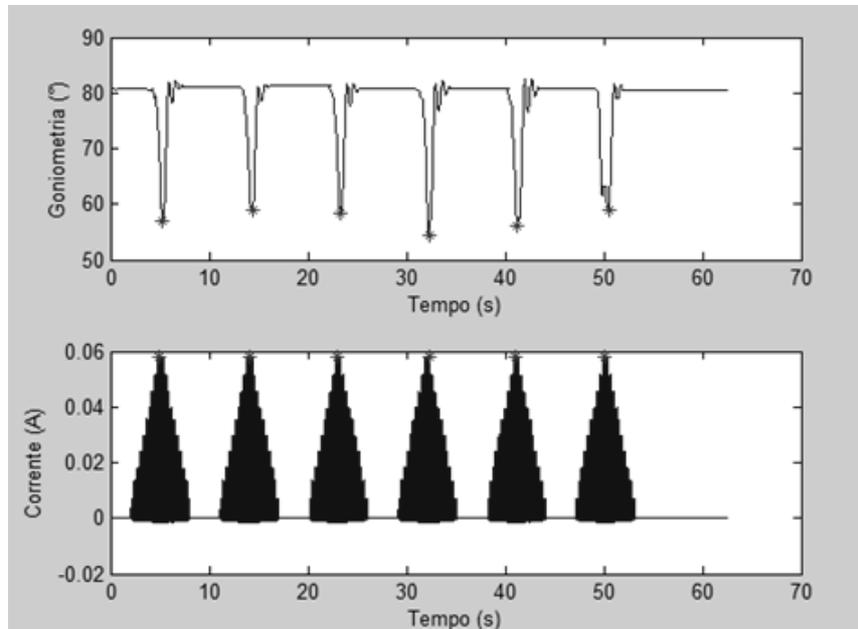


Figura 21: Curva posição angular x tempo (acima) e curva intensidade de corrente x tempo (abaixo) durante seis seqüências de extensão do joelho. Software MATLAB versão 7.0.

Descartaram-se os sinais que mostrassem um visível comportamento de contração voluntária do sujeito durante o período de aplicação da FES, assim como alterações permanentes na linha de base (sinal do goniômetro não retornando ao ângulo articular inicial).

4.5 Análise Estatística

A análise estatística dos dados foi feita no software R 2.13.0. (IHAKA e GENTLEMAN, 1996). Os dados experimentais relativos às seis repetições de movimento foram inicialmente descritos por média e desvio padrão. No primeiro momento foi elaborada uma análise exploratória entre as variáveis dependentes (*AngMed* e *Fm*) e as variáveis independentes (frequência, duração de pulso e intensidade de corrente).

Aos dados experimentais de *AngMed* e *Fm* da Fase I aplicou-se o teste de *Wilcoxon* para avaliar a influência da largura de pulso sobre estas grandezas em todas as combinações de corrente e frequência. O teste de *Kruskal-Wallis* foi usado para investigar a influência de

frequência de estimulação sobre *AngMed* e *Fm* para cada valor de corrente. Ambos os testes foram feitos ao nível de significância de 0,05 e com ajuste dos valores *p* pelo método de *Bonferroni*. Com a largura de pulso e frequência que produziram as maiores angulações e forças foram analisadas a influência das variáveis antropométricas sobre o movimento.

Foi avaliada a normalização dos valores das variações angulares em função da corrente (*i*) conforme equação 8.

$$AngMed/\overline{AngMed} = ai + b \quad (8)$$

onde *a* e *b* são constantes e \overline{AngMed} é a média das seis variações angulares, considerando-se cada voluntário.

Foram também investigadas as influências das variáveis antropométricas estudadas como possíveis moduladoras da corrente (*i*) e seus efeitos sobre a *AngMed* e *Fm*, segundo os modelos descritos pelas equações 9 e 10, respectivamente.

$$AngMed = a \frac{i}{Norm} + b \quad (9)$$

$$F_m = a \frac{i}{Norm} + b \quad (10)$$

onde *a* e *b*, são constantes e *Norm* são os normalizadores: 1, *Ccx*, *DCcx*, *ATcx*, *AGcx*, *Volcx*.

Usando dados somente do grupo masculino ou do feminino ajustaram-se dois modelos de regressão linear sexo dependentes. Com todos os dados foi também investigado um modelo sexo independente.

Na Fase II, intensidades de corrente foram preditas pelos modelos desenvolvidos na Fase I (equação 11), com o objetivo de posicionar a articulação do joelho em ângulos pré-determinados. Tais ângulos foram, então, confrontados com seus análogos reais adquiridos experimentalmente, usando-se posteriormente o coeficiente de correlação de *Pearson* para avaliar a associação entre as mesmas.

$$i = Norm \frac{Ang Med - b}{a} \quad (11)$$

5 RESULTADOS

A amostra final do estudo (Fase I e Fase II) foi composta por 41 voluntários saudáveis (26 homens, 15 mulheres), cujas características gerais podem ser vistas na Tabela 2.

Tabela 2: Características gerais dos voluntários participantes (média \pm desvio padrão).

Características	Fase I		Fase II	
	Homens (n = 18)	Mulheres (n = 9)	Homens (n = 8)	Mulheres (n = 6)
Idade (anos)	24,1 \pm 5,2	28,1 \pm 9,2	29,4 \pm 3,5	29,2 \pm 4,1
Altura (cm)	174,4 \pm 5,7	161,6 \pm 6,9	176,2 \pm 5,2	160,8 \pm 4,1
Massa corporal (Kg)	79,3 \pm 12,0	57,8 \pm 8,2	83,4 \pm 5,7	60,2 \pm 13,6
Comprimento membro inferior (cm)	88,8 \pm 3,6	86,4 \pm 3,9	91,3 \pm 3,0	87,6 \pm 2,3
Comprimento coxa (cm)	39,1 \pm 2,4	39,8 \pm 1,8	40,1 \pm 2,5	41,5 \pm 2,7
Comprimento perna (cm)	43,7 \pm 5,4	40,8 \pm 3,9	41,4 \pm 1,5	35,9 \pm 2,7
Comprimento perna + pé (cm)	62,6 \pm 2,1	57,0 \pm 4,0	62,2 \pm 2,0	56,7 \pm 1,9
Perímetro da coxa (cm)	55,2 \pm 4,0	52,0 \pm 4,5	56,7 \pm 3,4	52,0 \pm 5,6
Perímetro da perna medial (cm)	39,8 \pm 5,1	35,4 \pm 2,6	38,4 \pm 1,1	35,9 \pm 2,7
Dobra Cutânea (cm)	1,9 \pm 0,8	2,7 \pm 0,4	1,4 \pm 0,4	2,2 \pm 1,2
Área total da coxa (cm ²)	244,1 \pm 34,8	216,5 \pm 38,1	257,1 \pm 30,5	217,3 \pm 47,1
Área muscular (cm ²)	192,9 \pm 26,9	152,1 \pm 29,9	217,5 \pm 25,8	166,8 \pm 66,7
Área de gordura (cm ²)	51,2 \pm 22,3	64,5 \pm 12,6	39,6 \pm 11,4	50,4 \pm 28,2
Volume da coxa (cm ³)	9573,3 \pm 1648,4	8623,7 \pm 1583,4	10315 \pm 1426	9069,4 \pm 2204,2

Os resultados da análise exploratória das variáveis de resposta (*AngMed* e *Fm*) mostraram uma distribuição assimétrica das mesmas. Por esta razão foram utilizados testes não paramétricos neste trabalho.

Tabela 3: Test Wilcoxon entre as durações de pulso (média \pm desvio padrão), mantendo frequência e corrente constantes nas medições experimentais da Fase I.

40 mA.						
AngMed (°)			Fm (N)			
	300 μ s	400 μ s	Valor <i>p</i>	300 μ s	400 μ s	Valor <i>p</i>
30 Hz	6,98 \pm 5,17	9,49 \pm 9,84	0,81	26,11 \pm 20,99	31,14 \pm 25,24	0,66
50 Hz	6,52 \pm 9,54	10,60 \pm 13,56	0,22	21,01 \pm 23,12	32,11 \pm 30,82	0,23
80 Hz	5,03 \pm 3,77	10,36 \pm 10,54	0,21	17,79 \pm 11,11	32,21 \pm 24,65	0,15
50 mA.						
AngMed (°)			Fm (N)			
	300 μ s	400 μ s	Valor <i>p</i>	300 μ s	400 μ s	Valor <i>p</i>
30 Hz	22,67 \pm 18,94	29,46 \pm 24,31	0,45	71,87 \pm 43,72	87,56 \pm 51,54	0,33
50 Hz	22,31 \pm 20,45	32,79 \pm 23,00	0,087	72,22 \pm 48,51	100,43 \pm 55,57	0,095
80 Hz	22,79 \pm 17,85	29,15 \pm 23,40	0,46	74,20 \pm 43,18	90,82 \pm 59,78	0,38
60 mA.						
AngMed (°)			Fm (N)			
	300 μ s	400 μ s	Valor <i>p</i>	300 μ s	400 μ s	Valor <i>p</i>
30 Hz	34,65 \pm 22,12	39,68 \pm 22,34	0,49	104,42 \pm 46,63	122,23 \pm 58,74	0,12
50 Hz	41,02 \pm 21,44	45,63 \pm 20,73	0,38	124,86 \pm 46,17	142,57 \pm 57,88	0,2
80 Hz	37,80 \pm 23,09	44,44 \pm 23,80	0,26	120,27 \pm 59,02	141,99 \pm 63,56	0,16

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para as larguras de pulso analisadas nas medições variáveis de *AngMed*, nem nas da *Fm* (Tabela 3). Em decorrência disto, escolheu-se a largura de 300 μ s para a Fase II. No teste de *Kruskal-Wallis*, observou-se que na frequência de 50 Hz, tanto a *AngMed* quanto a *Fm* apresentaram diferenças estatisticamente significativas para todas as correntes analisadas (Figura 22). Como o mesmo não ocorreu para as frequências de 30 e 80 Hz, na segunda fase do estudo todos os experimentos foram realizados na frequência de 50 Hz. Vale a pena observar que há diferenças significativas para os efeitos da estimulação se a frequência é alterada de 30 para 50 Hz, mas o mesmo não ocorre quando a frequência é aumentada para 80 Hz (Figura 22).

Em virtude destes achados todos os demais resultados apresentados neste capítulo correspondem à análise de dados feita com estimulação de frequência e duração de pulso de, respectivamente, 50 Hz e 300 μ s.

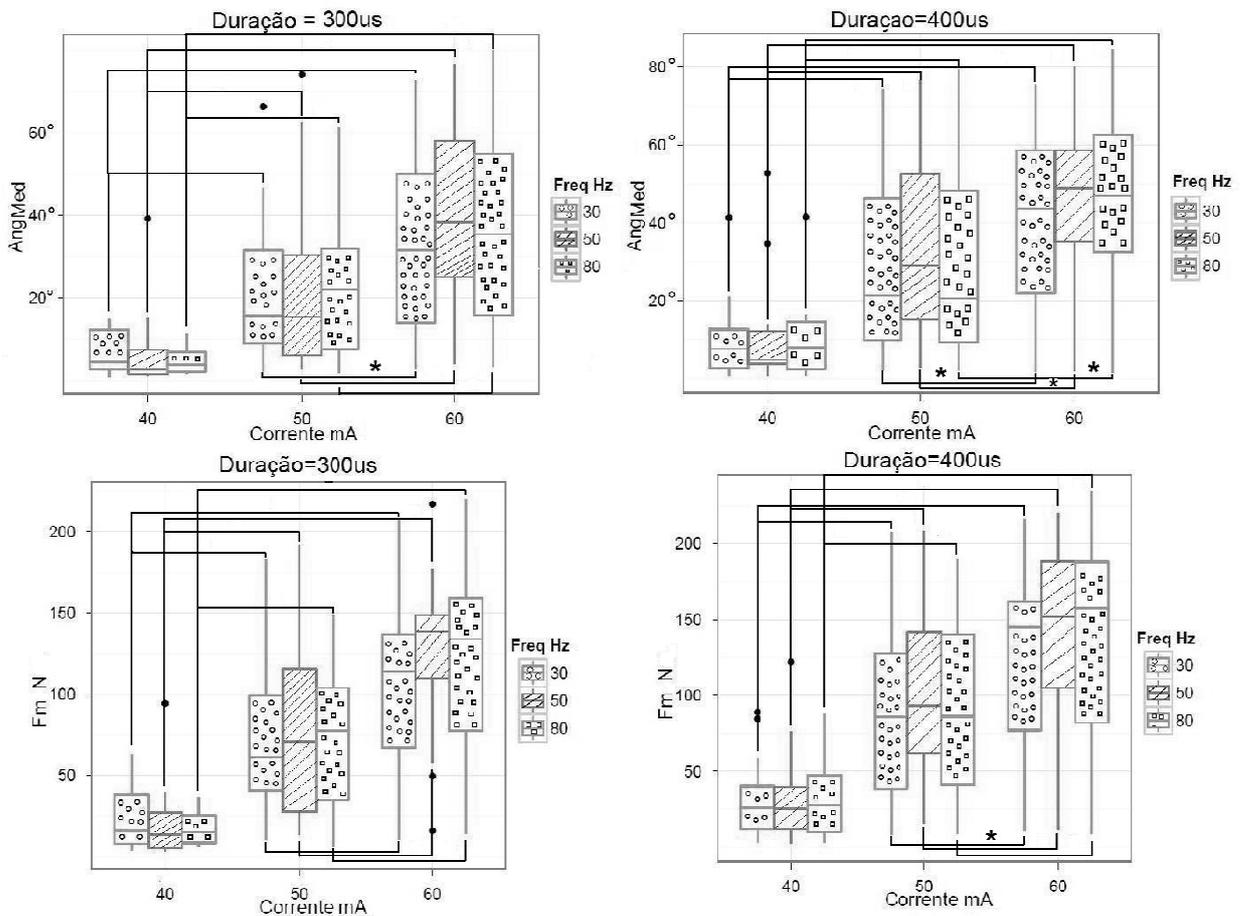


Figura 22: Comportamento de *AngMed* (°) e *Fm* (N) em função da intensidade de corrente (mA) e frequência de estimulação (Hz). O asterisco (*) indica que não há diferença estaticamente significativa entre as populações.

No modelo ajustado entre a intensidade de corrente e a angulação normalizada pela sua média, para cada sujeito, foi encontrado um coeficiente de correlação (r) de 0,95 indicando que uma modelagem linear entre as duas variáveis é capaz de explicar aproximadamente 89% da variabilidade encontrada (Figura 23a). Para os modelos que descrevem a *AngMed* e a *Fm* em função da corrente sem nenhum tipo de normalização característica para os indivíduos, o coeficiente de correlação linear entre as variáveis analisadas se mostrou muito menor (r de 0,60 e 0,70, Figura 23 b e c, respectivamente). Isto indica que menos de 50% da variabilidade de *AngMed* e *Fm* podem ser explicados pela corrente sem normalização de nenhum tipo.

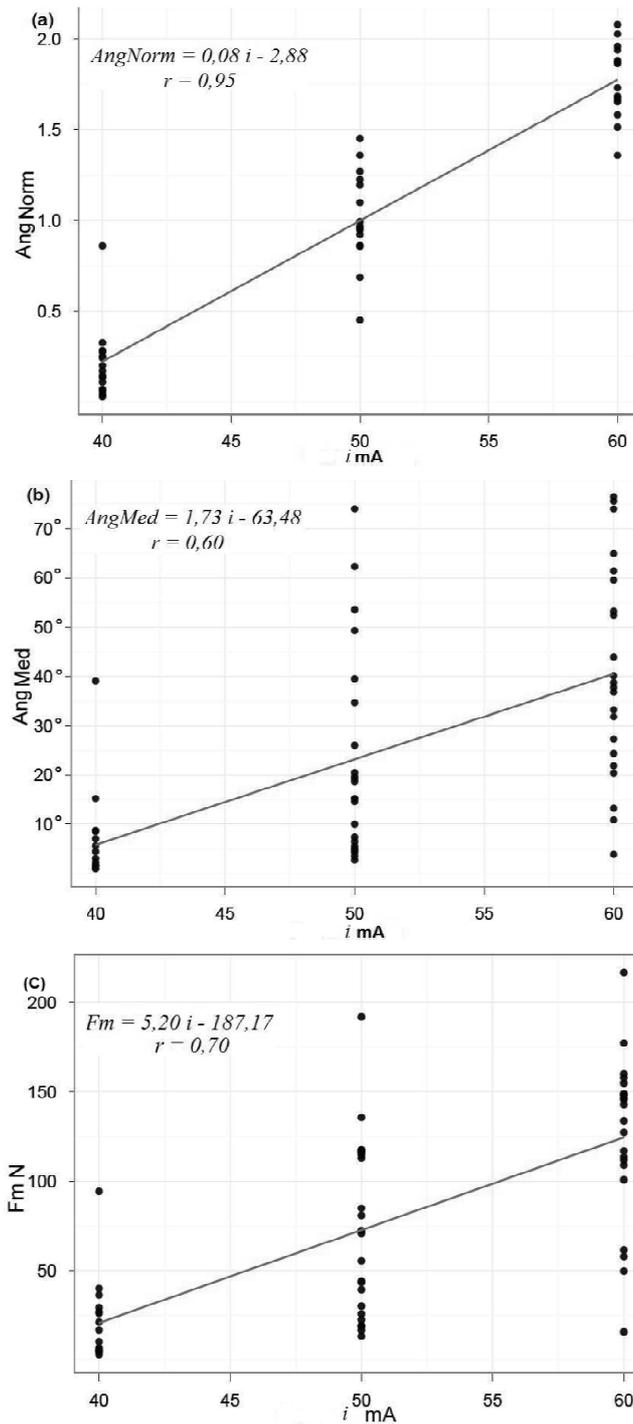


Figura 23: Retas de regressão linear para: a) Angulação Normalizada (AngNorm), b) Angulação Medida (AngMed) e c) Força Estimada (Fm). As linhas representam uma aproximação de primeira ordem cujas equações e coeficientes de correlação são apresentados na figura.

A busca por normalizadores antropométricos (Tabela 4 e Tabela 5) que pudessem descrever melhor o comportamento da *AngMed* e da *Fm*, em função das correntes aplicadas a cada indivíduo, resultou em coeficientes de correlação linear menores ou ligeiramente melhores do que os encontrados sem normalização.

Tabela 4: Resultados da análise de correlação dos modelos propostos com normalização da corrente por variáveis antropométricas para AngMed.

Equação	Coefficiente de Correlação (<i>r</i>)	Coefficiente de Determinação (<i>r</i> ²)	Variância Residual (1 - <i>r</i> ²)
$AngMed = 99,39 * \left(\frac{i}{Ccx}\right) - 70,71$	0,723	0,522	0,477
$AngMed = 0,1049 * \left(\frac{i}{DCcx}\right) + 21,8844$	0,007	0,006	0,994
$AngMed = 328,037 * \left(\frac{i}{ATcx}\right) - 50,333$	0,723	0,523	0,477
$AngMed = 226,694 * \left(\frac{i}{AGcx}\right) - 43,252$	0,711	0,505	0,495
$AngMed = 12210,53 * \left(\frac{i}{Volcx}\right) - 46,40$	0,679	0,461	0,539

Tabela 5: Resultados da análise de correlação dos modelos propostos com normalização da corrente por variáveis antropométricas para Fm.

Equação	Coefficiente de Correlação (<i>r</i>)	Coefficiente de Determinação (<i>r</i> ²)	Variância Residual (1 - <i>r</i> ²)
$Fm = 240,79 * \left(\frac{Corrente}{Ccx}\right) - 153,89$	0,685	0,470	0,530
$Fm = 1,026 * \left(\frac{Corrente}{DCcx}\right) + 48,117$	0,289	0,083	0,917
$Fm = 676,17 * \left(\frac{Corrente}{ATcx}\right) - 77,33$	0,583	0,340	0,660
$Fm = 447,79 * \left(\frac{Corrente}{AGcx}\right) - 56,88$	0,549	0,302	0,698
$Fm = 26672,42 * \left(\frac{Corrente}{Volcx}\right) - 78,00$	0,580	0,337	0,663

Os melhores resultados na estimativa de *AngMed* foram obtidos para o normalizador *Ccx* (Figura 24).

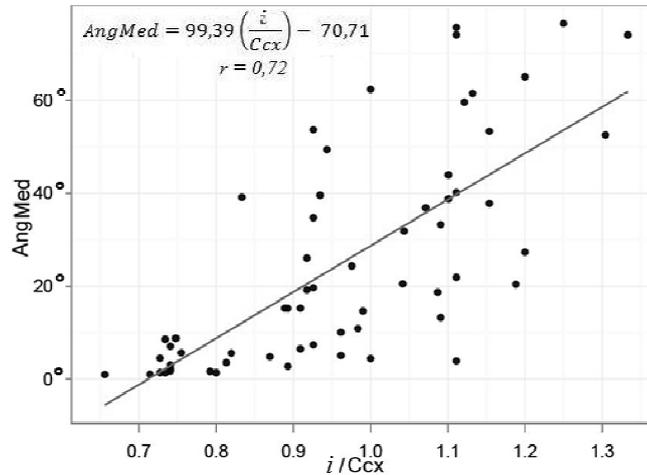


Figura 24: Reta de regressão linear do modelo da corrente normalizada pela *Ccx* para *AngMed*.

Avaliando os resíduos em relação ao modelo ajustado encontramos que a distribuição dos mesmos é aproximadamente normal com média próxima de zero (Figura 25).

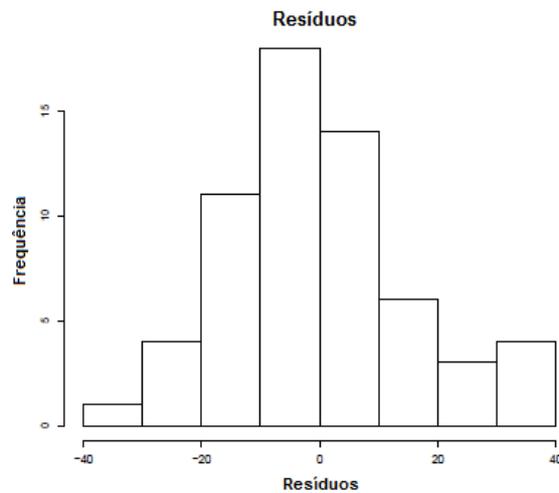


Figura 25: Histograma dos resíduos do modelo ajustado.

No gráfico dos resíduos versus as estimativas do modelo (Figura 26) a dispersão dos dados em torno do zero permite sugerir que não há uma tendência nos resíduos, fato também observado no ajuste dos mesmos à reta de 45 graus de inclinação presente no gráfico de *Q-Q plot* (Figura 27); indicando a existência de uma distribuição aproximadamente gaussiana, com a presença de alguns pontos *outliers*.

O desvio padrão residual que corresponde à variabilidade dos dados em torno da reta de regressão foi de 15,96, enquanto a variância residual, outra medida de erro dada por $(1 - r^2)$, foi de 0,48.

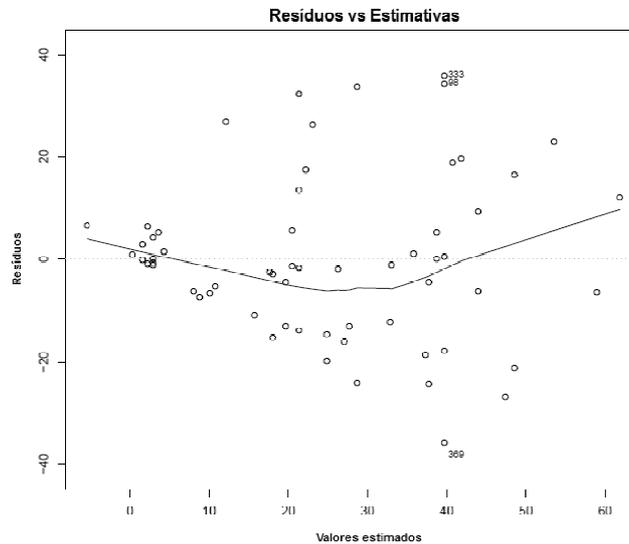


Figura 26: Gráfico dos resíduos versus as estimativas do modelo. Os números indicam valores *outlier*.

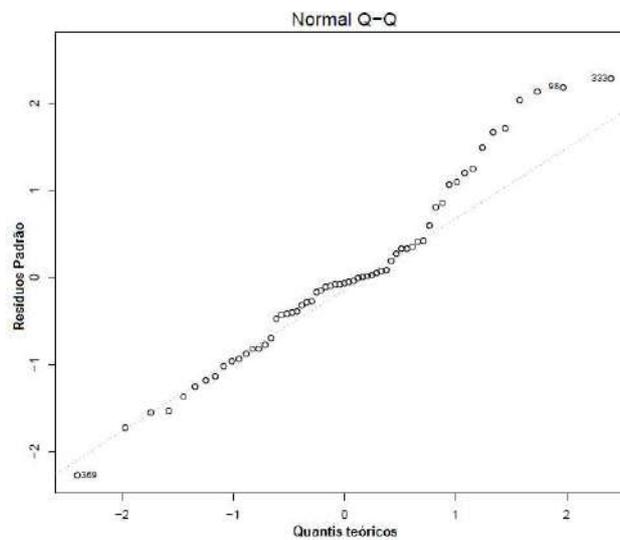


Figura 27: Gráfico Q-Q plot dos resíduos. Os números indicam valores *outlier*.

Para avaliar se o modelo apresentado é adequado e representa um bom ajuste para os dados foi aplicado o teste de *Lack of fit* encontrando um Valor p de 0,98. Por tanto, não foi rejeitada a hipótese nula de que o modelo linear é adequado.

Na estimativa de *AngMed* os coeficientes de correlação encontrados para os normalizadores *Ccx*, *DCcx*, *ATcx*, *AGcx*, *Volcx* foram, respectivamente, 0,72, 0,01, 0,72, 0,71 e 0,68. Cabe ressaltar que a inclusão de *Ccx* ou *ATcx* como normalizadores resultou em uma melhora de aproximadamente 3% na estimativa de *AngMed* e a inclusão de informação relativa à medida da dobra cutânea (*DCcx*) resultou em uma correlação quase nula entre *AngMed* e a corrente normalizada.

Para a estimativa da força muscular *Fm* os resultados foram semelhantes aos encontrados na análise realizada para a variável de resposta *AngMed*; porém, não houve aumento no coeficiente de correlação entre *Fm* e a corrente normalizada. O uso dos normalizadores *Ccx*, *DCcx*, *ATcx*, *AGcx*, *Volcx* resultou em correlações de 0,68, 0,29, 0,58, 0,55 e 0,58, respectivamente. Mais uma vez *Ccx* apresentou-se como o melhor normalizador dentre todos os avaliados e *DCcx* como o pior de todos.

No modelo sexo independente apresentado, ajustado entre a intensidade de corrente normalizada pela variável antropométrica circunferência da coxa (*Ccx*) e a variação angular (*AngMed*), foi encontrado um coeficiente de correlação (*r*) de 0,72; indicando que uma modelagem linear entre as duas variáveis é capaz de explicar aproximadamente 52% da variabilidade encontrada (Figura 24). Para os modelos sexo dependentes, o coeficiente de correlação linear entre as variáveis analisadas se mostrou ligeiramente maior (0,74 para o modelo do grupo masculino e 0,77 para o modelo do grupo feminino, Figura 28 a e b, respectivamente).

Na Fase II as intensidades de corrente foram preditas pelo modelo sexo independente descrito pela equação (12) e os modelos sexo dependentes para homens (equação 13) e mulheres (equação 14), todos usando o normalizador *Ccx*. Como mencionado anteriormente, foram preditas correntes para os voluntários alcançarem angulações de 15, 30 e 45°.

$$i = \left(\frac{AngMed + 70,71}{99,39} \right) Ccx \quad (12)$$

$$i = \left(\frac{AngMed + 55,58}{78,39} \right) Ccx \quad (13)$$

$$i = \left(\frac{AngMed + 83,57}{120,03} \right) Ccx \quad (14)$$

Gráficos de dispersão entre *AngMed* e angulações desejadas são apresentados nas Figura 29, Figura 30, e Figura 31, onde pode ser verificado que a média dos ângulos medidos é geralmente maior que os correspondentes valores desejados. Os erros médios quadráticos (MSE) entre os ângulos medidos e desejados também estão ilustrados nas mencionadas figuras. Ainda assim, os dados da Fase II mostraram uma melhor correlação linear para o modelo masculino ($r = 0,92$), quando comparado ao modelo feminino ($r = 0,62$) ou o modelo sexo independente ($r = 0,80$).

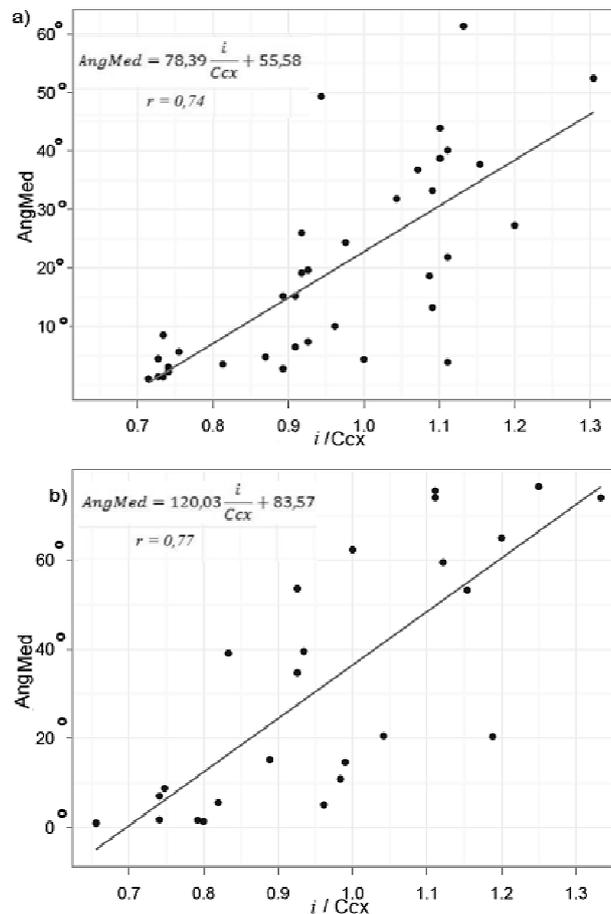


Figura 28: Retas de regressão linear para: a) modelo do grupo masculino e b) modelo do grupo feminino. As linhas representam uma aproximação de primeira ordem cujas equações e coeficientes de correlação são apresentados na figura.

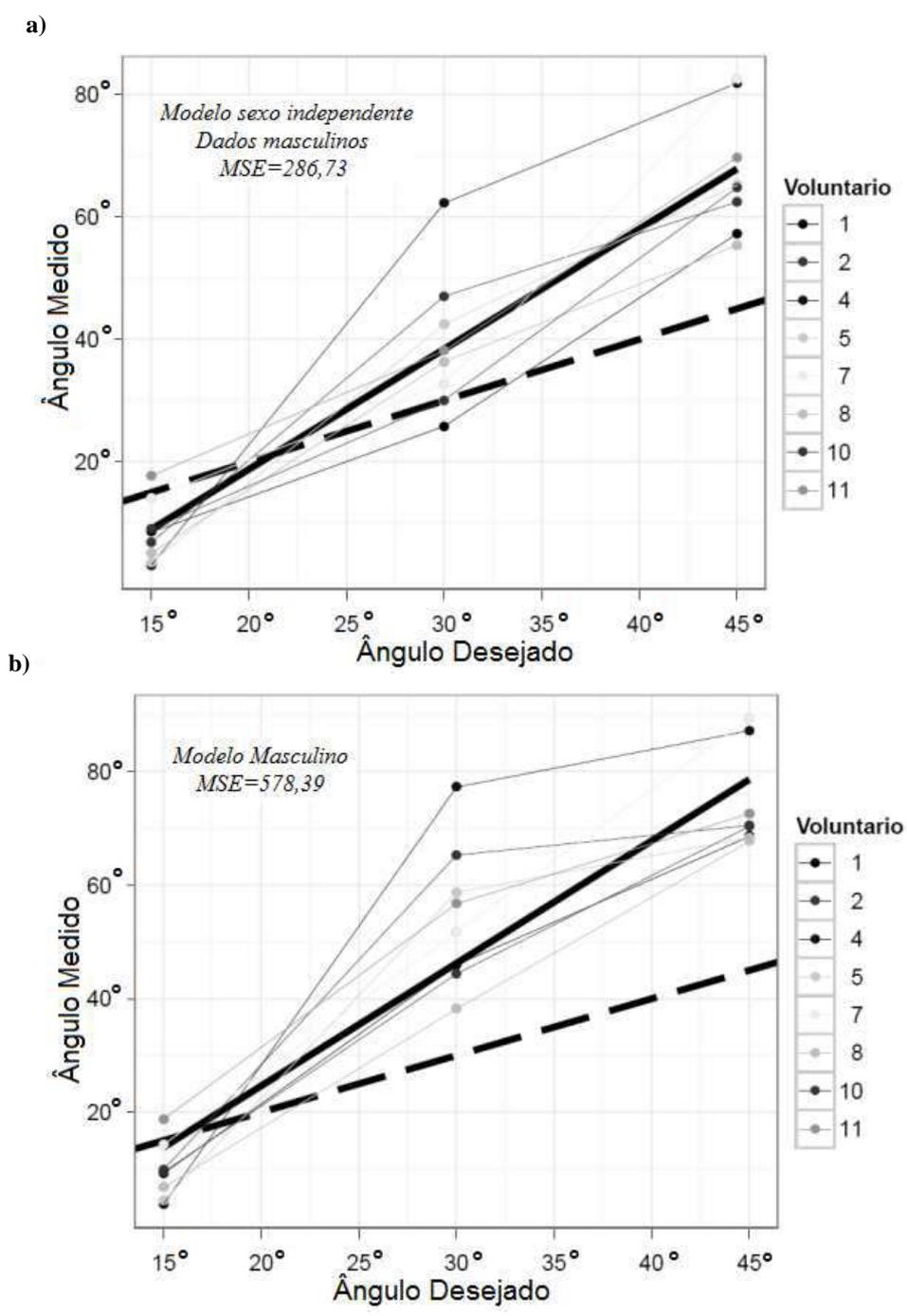
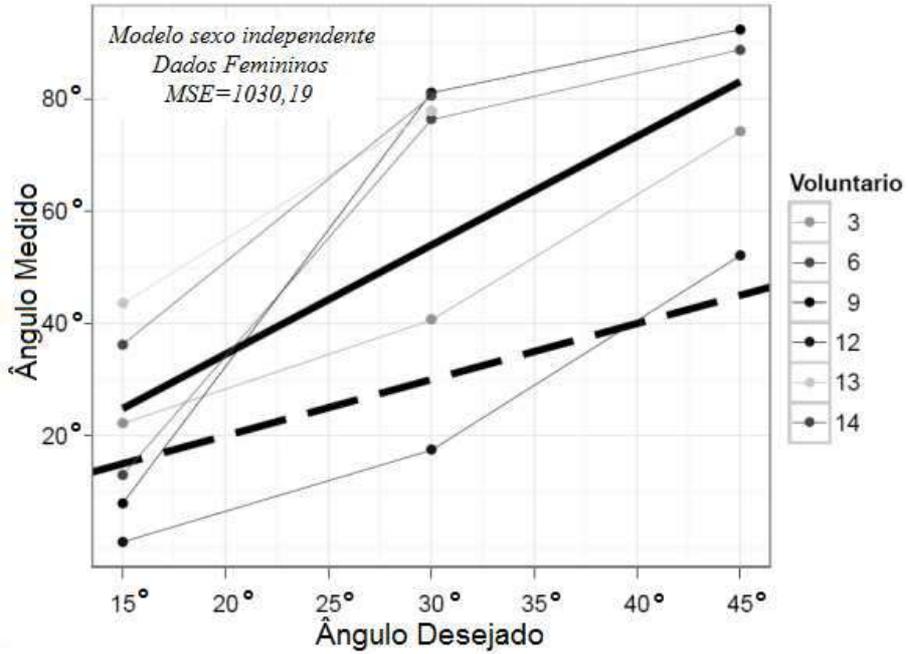


Figura 29: Reta angulação medida (linha contínua grossa) versus reta de ângulos desejados (linha tracejada) para os dados do grupo masculino. O gráfico (a) refere-se à predição pelo modelo sexo independente e gráfico (b) à predição pelo modelo masculino. O erro médio quadrático (MSE) é apresentado na figura. As linhas contínuas mais finas relacionam os pontos de cada sujeito.

a)



b)

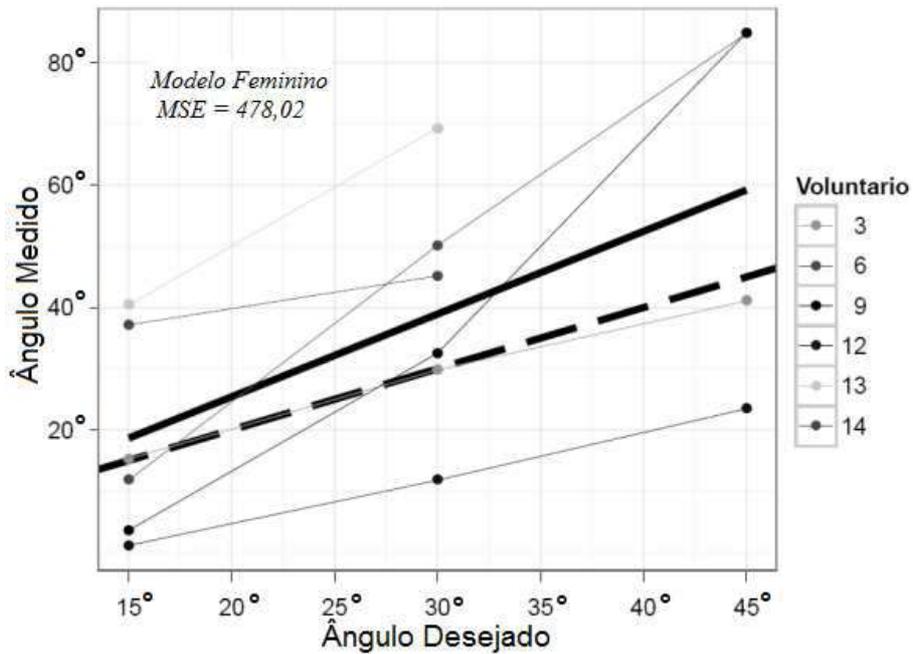


Figura 30: Retas angulação medida (linha contínua grossa) versus retas de ângulos desejados (linha tracejada) para os dados do grupo feminino. O gráfico (a) refere-se à predição pelo modelo sexo independente e gráfico (b) à predição pelo modelo feminino. O erro médio quadrático (MSE) é apresentado na figura. As linhas contínuas mais finas relacionam os pontos de cada sujeito.

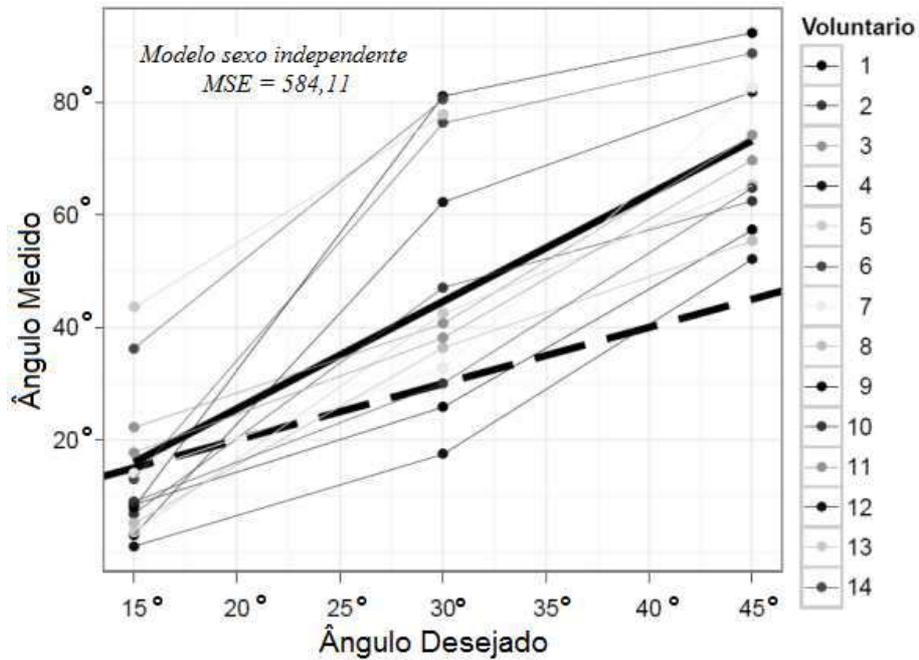


Figura 31: Retas de angulação medida para toda a população estudada (linha contínua grossa) versus a retas de ângulos desejados (linha tracejada) para o modelo sexo independente. O erro médio quadrático (MSE) é apresentado na figura. As linhas contínuas mais finas relacionam os pontos de cada sujeito.

6 DISCUSSÃO

A otimização de tratamentos utilizando sistemas de FES na aplicação clínica requer que seja possível a determinação de padrões de estimulação adequados para a realização de um movimento pré-estabelecido (PEDOTTI e FERRARIN, 1992; PERUMAL *et al.*, 2006). O presente trabalho investigou, então, a influência de parâmetros (frequência, intensidade de corrente e duração do pulso) da FES usada no estabelecimento da posição angular e força, almejando-se obter um modelo capaz de representar a relação entre a corrente de estimulação e a variação angular produzida durante a extensão do joelho.

Neste trabalho foi apresentado um modelo mecânico para a estimativa de força (equação 7), considerando o membro inferior como uma cadeia cinemática aberta composta de dois segmentos rígidos: a coxa e o complexo perna-pé. FERRARIN e PEDOTTI (2000) também propuseram um modelo analítico para explicar características articulares em função de parâmetros da FES. No entanto estes autores utilizaram dados de difícil determinação clínica, tais como características passivas da articulação do joelho e da perna inferior, além de considerar as características gravitacionais e de inércia dos segmentos anatômicos, propriedades de amortecimento e rigidez (que consideram os componentes elástico e viscoso da articulação). Por outro lado, o modelo desenvolvido no presente trabalho buscou o uso de características individuais facilmente mensuráveis para a determinação da corrente necessária para evocar uma dada movimentação angular. Alguns autores (PETROFSKY, J., 2008; MAFFIULETTI, 2010; DOHENY *et al.*, 2010; GAVE *et al.*, 2010; MAFFIULETTI *et al.*, 2011) já haviam apontado à necessidade de uma investigação maior destas características individuais, pois há indícios de que nem toda a corrente pode ser utilizada para disparar o movimento ou que a sensibilidade individual pode afetar os resultado (PETROFSKY, 2008; PETROFSKY *et al.*, 2008; DOHENY *et al.*, 2010; MAFFIULETTI *et al.*, 2011; ROCHA *et al.*, 2011). A existência de características individuais capazes de melhorar a predição do movimento provocado pela FES parece existir, mas esta caracterização ainda necessita de mais investigações. Se fosse possível isolar estas características antropométricas elas poderiam ser usadas na prática clínica para

a determinação de melhores perfis de corrente usados para movimentação passiva da articulação do joelho.

Verificou-se, no presente estudo, que a frequência (Figura 22) e a duração de pulso da estimulação elétrica (Tabela 3) não tiveram relevância estatística no comportamento da *AngMed* e *Fm* durante a extensão de joelho. Tais achados corroboram os resultados apresentados por CHOU *et al.* (2005) que mostram forças similares produzidas para frequências de estimulação de 30, 50 e 70 Hz. Contudo, diferem dos resultados de alguns estudos apresentados na literatura (KRAMER, 1987; FERRARIN e PEDOTTI, 2000; PERUMAL *et al.*, 2006; SCHEEREN *et al.*, 2010) que encontraram o torque produzido diretamente dependente da frequência da estimulação. Provavelmente os resultados apresentados nesses trabalhos diferem dos nossos devido ao fato dos autores terem usado frequências de teste mais baixas nos seus experimentos (10, 20, 25 Hz), os quais não conseguiram produzir uma contração tetânica e geraram uma maior sensação dolorosa, o que provocou diferença significativa entre a resposta para essas frequências e aquelas acima de 30 Hz; mais próximas ou superiores a frequência do tétano. No entanto, estes autores observaram um efeito de saturação para altas frequências, concordando que o aumento da frequência de estimulação além da frequência de tétano não altera a produção de força no músculo. Fato que também foi verificado no presente trabalho (Figura 22); onde valores similares de *AngMed* e *Fm* foram produzidos usando-se frequências de 50 e 80 Hz. Devido ao mencionado efeito, a frequência de 50 Hz foi escolhida (teste de *Kruskal-Wallis*) dentre as três frequências testadas (30, 50 e 80 Hz) para a Fase II.

Para uma frequência e duração de pulso fixas em 50 Hz e 300 μ s, respectivamente, observou-se uma relação direta do aumento da intensidade de corrente com o incremento de *AngMed* ($r = 0,60$) e *Fm* ($r = 0,70$). LYNCH e POPOVIC (2011) também observaram diferença estatisticamente significativa da variação angular da articulação do joelho com diferentes amplitudes da intensidade de corrente estimulando o músculo vasto lateral, o mesmo músculo escolhido para nosso protocolo, por prover um movimento de joelho anatomicamente correto, sem adução.

A modelagem apresentada por EL MAKSSOUD *et al.* (2003) mostra a existência de relação entre variáveis antropométricas e a força muscular produzida por eletroestimulação. GAVE *et al.* (2010) também apontam para o fato de que o uso dessas variáveis pode ajudar

na estimativa da intensidade da corrente de estimulação para produzir uma variação angular pré-estabelecida. No estudo da influência de algumas variáveis antropométricas, o presente trabalho observou que a melhor correlação entre a corrente de estimulação e o ângulo articular foi obtida normalizando-se a intensidade pela circunferência da coxa ($r = 0,72$). Do mesmo modo, para a correlação entre a corrente de estimulação e a força muscular estimada, obteve-se o melhor resultado com a normalização da intensidade pela circunferência da coxa ($r = 0,68$). O estudo de GAVE (2011) corrobora os resultados obtidos e o uso da circunferência do segmento estimulado como um possível normalizador da corrente.

Alguns estudos afirmam que o tecido gorduroso interfere na propagação da corrente para o músculo (PETROFSKY, 2008; PETROFSKY *et al.*, 2008; DOHENY *et al.*, 2010; MAFFIULETTI *et al.*, 2011; JOSE e GONZALES, 2011), sugerindo a dobra cutânea, a área de gordura ou, inclusive, o índice de massa corporal como melhores normalizadores para modelos de predição da resposta individual sensorial e motora. Fato este que diverge dos nossos resultados, mas que pode explicar a forte correlação encontrada entre a corrente normalizada pela área transversal da coxa (dado calculado levando em conta o valor da área de gordura do segmento) e a variação angular produzida durante a extensão de joelho. A divergência de resultados possivelmente pode se explicar pelas diferenças nos protocolos experimentais usados pelos autores que, por exemplo, se limitam a uma análise atingindo o limiar motor ou com uma mínima movimentação do membro. Nos outros estudos também foram utilizados eletrodos com áreas diferentes e de agulha, para minimizar a perda de efetividade da eletroestimulação devida à mudança considerável na zona de inervação muscular que acontece por pequenas variações articulares (MERLETTI *et al.*, 2010).

O presente trabalho investigou também a influência do sexo no estabelecimento de uma variação angular proporcionada pela intensidade de corrente da FES. Foi observado que os maiores valores de variação angular ($> 65^\circ$) na Fase I do estudo foram alcançados pela população feminina, corroborando os achados de MAFFIULETTI *et al.* (2008) de que os músculos femininos necessitam de menores intensidades de correntes para atingir o limiar motor, facilitando a movimentação angular produzida pela FES. Em nosso estudo, os músculos quadríceps do grupo feminino parecem ser mais excitáveis eletricamente do que os do grupo masculino, contrariando trabalhos anteriores (PETROFSKY, 2008) que

afirmaram que devido a efeitos da camada de gordura subcutânea as mulheres necessitariam de maiores amplitude de corrente da FES.

Durante a Fase II, pretendendo-se posicionar a articulação do joelho em um valor angular pré-determinado, se encontrou a melhor correlação entre a variação angular medida e os valores desejados com o modelo masculino ($r = 0,92$), quando comparado ao modelo feminino ($r = 0,62$) ou ao modelo sexo independente ($r = 0,80$), o que indica uma menor dispersão dos resultados no modelo masculino. Tal observação pode estar correlacionada com a diferença numérica de voluntários masculinos com respeito ao menor número de dados femininos, tanto na Fase I de identificação dos modelos, como na Fase II de comprovação dos mesmos (18 homens e 9 mulheres na Fase I e 8 homens e 6 mulheres) na Fase II. GAVE (2011) encontraram para um protocolo de FES em membros superiores uma maior correlação para as mulheres ($r = 0,75$) do que para homens ($r = 0,70$), numa população que apresentava predominância feminina (13 homens e 7 mulheres na Fase I e 5 homens e 14 mulheres na Fase II).

O fato do modelo feminino ter apresentado um menor erro médio quadrático, quando comparado ao modelo sexo independente analisando somente os dados femininos (Figura 30) pode estar relacionado à similaridade nas características populacionais em relação aos efeitos da eletroestimulação em ambas as fases do protocolo experimental. Já a população masculina, cujas características individuais diferem nas duas fases, apresentou um menor erro médio quadrático no modelo sexo independente (Figura 29).

Na literatura é sugerido que melhores modelos de predição podem ser alcançados estudando-se outras características do indivíduo, além das antropométricas. Exemplos comuns são: o limiar de disparo motor, o nível de fadiga ou o fluxo sanguíneo cutâneo na área estimulada (KRAMER, 1987; MAFFIULETTI *et al.*, 2008; PETROFSKY *et al.*, 2008; LYNCH e POPOVIC, 2011; MAFFIULETTI *et al.*, 2011). Acredita-se que estas variáveis se inseridas na modelagem proposta poderiam aproximar mais os valores experimentais da variação do ângulo da articulação do joelho daqueles pré-determinados ou desejados.

7 CONCLUSÃO

Este trabalho contribuiu para a determinação de parâmetros de FES que permitem estabelecer variações angulares da articulação do joelho associadas à eletroestimulação. Ao final foram apresentados modelos, que considerando a frequência e a duração de pulsos constantes e o sexo do sujeito, estimam intensidade de corrente dependente da variação de angulação desejada. Os modelos mostraram resultados aparentemente diferentes para ambos os sexos. No entanto, outras variáveis, tais como o limiar motor ou o nível de fadiga, não foram consideradas nas equações de predição destas intensidades. Deste modo, mais experimentos são necessários para alcançar melhores modelos de predição e uma melhor compreensão da diferença de repostas observada para homens e mulheres quanto à aplicação de protocolos de FES.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDREWS, B. J. “History of Motor FES: who were the pioneers?”. In: **16th IFESS Annual Conference**, São Paulo. 2011.

ARANTES, N., VAZ, D., MANCINI, M., PEREIRA M., PINTO, F., PINTO, T. “Efeitos da estimulação elétrica funcional nos músculos do punho e dedos em indivíduos hemiparéticos: uma revisão sistemática da literatura”. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 11, n. 6, 2007.

BAJD, T., KRALJ, A., TURK, R., BENKO, H., SEGA, J. “The use of a four-channel electrical stimulator as an ambulatory aid for paraplegic patients”. **Physical Therapy**, v. 63, n. 7, p. 1116, 1983.

BEAR, M. F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A. **Neuroscience: Exploring the Brain**. 3 ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.

BINDER-MACLEOD, S. A., LEE, S. C. K. “Assessment of the efficacy of functional electrical stimulation in patients with hemiplegia”. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 3, p. 88–98, 1997.

BOGATAJ, U., GROS, N., KLJAJIC, M., ACIMOVIC, R., MALEZIC, M. “The rehabilitation of gait in patients with hemiplegia: a comparison between conventional therapy and multichannel functional electrical stimulation therapy”. **Physical Therapy**, v. 75, n. 6, p. 490, 1995.

BOGATAJ, U., GROS, N., MALEZIC, M., KELIH, B., KLJAJIC, M., ACIMOVIC, R. “Restoration of gait during two to three weeks of therapy with multichannel electrical stimulation”. **Physical Therapy**, v. 69, n. 5, p. 319, 1989.

BRAUN, Z., MIZRAHI, J., NAJENSON, T., GRAUPE, D. “Activation of paraplegic patients by functional electrical stimulation: training and biomechanical evaluation”. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. Supplement**, v. 12, p. 93-101, 1985.

BRAZ, G. P., RUSSOLD, M., DAVIS, G. M. “Functional Electrical Stimulation Control of Standing and Stepping After Spinal Cord Injury: A Review of Technical Characteristics”. **Neuromodulation: Technology at the Neural Interface**, v. 12, n. 3, p. 180–190, 2009.

CAMERON, M. H. **Physical Agents in Rehabilitation: From Research to Practice**. 3 ed. Saunders, 2008.

CARNSTAM, B., LARSSON, L. E., PREVEC, T. S. “Improvement of gait following functional electrical stimulation. I. Investigations on changes in voluntary strength and proprioceptive reflexes”. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 9, n. 1, p. 7-13, 1977.

CATELANI, M. F. **Quantificação do Tônus Muscular em Ratos Saudáveis Utilizando um Dinamômetro Isocinético**. Dissertação de M.Sc., PEB/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, maio, 2011.

CATUNDA, J. M. Y., SOUZA, A. F. C., SOUZA, M. N., PINO, A. V. “Estimulação Elétrica Neuromuscular com Controle Proporcional Integrativo Derivativo”. In: **XXIII CBEB**, Porto de Galinhas. 2012.

CHARLTON, C. S., RIDDING, M. C., THOMPSON, P. D., MILES, T.S. “Prolonged peripheral nerve stimulation induces persistent changes in excitability of human motor cortex”. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 208, n. 1-2, p. 79-85, 2003.

CHOU, L., DING, J., WEXLER, A. S., BINDER-MACLEOD, S.A. “Predicting optimal electrical stimulation for repetitive human muscle activation”. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 3, p. 300-309, 2005.

DOHENY, E. P., CAULFIELD, B. M., MINOGUE, C. M., LOWERY, M. M. “Effect of subcutaneous fat thickness and surface electrode configuration during neuromuscular electrical stimulation”. **Medical Engineering & Physics**, v. 32, n. 5, p. 468-474, 2010.

EL MAKSSOUD, H., POIGNET, P., GUIRAUD, D. “Modelling of the Skeletal Muscle under Functional Electrical Stimulation”. In: **IFESS’03: International Functional Electrical Stimulation Society**. 2003.

ENOKA, R. M. **Neuromechanical Basis of Kinesiology**. 2 ed. Human Kinetics Publishers, 1994.

FALLER, L., NOGUEIRA NETO, G. N., BUTTON, V. L. S. N., NOHAMA, P. “Avaliação da fadiga muscular pela mecanomiografia durante a aplicação de um protocolo de EENM”. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 13, n. 5, 2009.

FERRARIN, M., PEDOTTI, A. “The relationship between electrical stimulus and joint torque: a dynamic model”. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 8, n. 3, p. 342-352, 2000.

FORNUSEK, C., DAVIS, G. M., BAEK, I. “Stimulation of Shank Muscles During Functional Electrical Stimulation Cycling Increases Ankle Excursion in Individuals With Spinal Cord Injury”. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 11, p. 1930–1936, 2012.

FRANKEN, H. M., VELTINK, P. H., TIJSMANS, R., NIJMEIJER, H., BOOM, H.B.K. “Identification of passive knee joint and shank dynamics in paraplegics using quadriceps stimulation”. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 1, n. 3, p. 154-164, 1993.

GAVE, N. S. **Estudo da Influência de Variável Antropométrica nos Efeitos da Estimulação Elétrica Funcional com Diferentes Intensidades de Estímulo**. Dissertação de M.Sc., PEB/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, jun. 2011.

GAVE, N. S., SILVA, M. F. M., PINO, A. V., SOUZA, M. N. “Influência de medidas antropométricas na intensidade de corrente em equipamento de FES programável”. In: **CBEB: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, v. 22, pp.56, Tiradentes, Nov. 2010.

GRAAFF, K. M. V. D. **Van De Graaff: Human Anatomy**. 6 ed. McGraw-Hill Science/Engineering/Math, 2001.

GUEDES, D. P. **Manual Prático para Avaliação em Educação Física**. Editora Manole Ltda, 2006.

GUYTON, A. C., HALL, J. E. **Textbook of Medical Physiology**. 11 ed. Saunders, 2005.

HAMILL, J., KNUTZEN, K. M. **Biomechanical Basis of Human Movement**. 3 ed., North American, Lippincott Williams & Wilkins, 2008.

IHAKA, R., GENTLEMAN, R. "R: A Language for Data Analysis and Graphics". **Journal of Computational and Graphical Statistics**, v. 5, n. 3, p. 299-314, 1996.

JOSE, G. T.; GONZALES, J. W. Y. "Influence of Subcutaneous Fat Thickness upon the Activation Volume in Transcutaneous Electrical Stimulation to a Thigh Simulation Model". In: **16th IFESS Annual Conference**, São Paulo, 2011.

JOVIC, J., BONNET, V., COSTE, C. A., FRAISSE, P. "A Paradigm for the Control of Upright Standing in Paraplegic Patients". In: **EMBC'2012: 34th International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society**, 2012.

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

KLOTH, L. C., CUMMINGS, J. P. **Electrotherapeutic Terminology in Physical Therapy: Apta Section on Clinical Electrophysiology**. 1 ed. American Physical Therapy Association, 2000.

KRAMER, J. F. "Effect of Electrical Stimulation Current Frequencies on Isometric Knee Extension Torque". **Physical Therapy**, v. 67, n. 1, p. 31-38, 1987.

KRUEGER-BECK, E., SCHEEREN, . E., NOGUEIRA-NETO, N. G., BUTTON, V. L. S. N., NOHAMA, P. "Mechanomyographic Response during FES in Healthy and Paraplegic Subjects". In: **IEEE EMBS**, v. 32, p.626 a 629, Buenos Aires, Argentina, 2010.

KRUEGER-BECK, E., SCHEEREN, M. E., NOGUEIRA-NETO, N. G., BUTTON, V. L. S. N., NOHAMA, P. “Optimal FES Parameters Based on Mechanomyographic Efficiency Index”. In: **IEEE EMBS**, v. 32, p.1378 a 1381, Buenos Aires, Argentina, 2010.

LAMBERT, M. I., MARCUS, P., BURGESS, T., NOAKES, T. D. “Electro-Membrane Microcurrent Therapy Reduces Signs and Symptoms of Muscle Damage”. **Medicine and Science in Sports and exercise**, v. 34, n. 4, p. 602–607, 2002.

LEE, B. Y., AL-WAILI, N., STUBBS, D., WENDELL, K., BUTLER, G., AL-WAILI, T., AL-WAILI, A. “Ultra-Low Microcurrent in the Management of Diabetes Mellitus, Hypertension and Chronic Wounds: Report of Twelve Cases and Discussion of Mechanism of Action”. **International Journal of Medical Sciences**, v. 7, n. 1, p. 29–35, 2009.

LEVINE, M. G., KNOTT, M., KABAT, H. “Relaxation of spasticity by electrical stimulation of antagonist muscles”. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 33, n. 11, p. 668, 1952.

LYNCH, C. L., GRAHAM, G. M., POPOVIC, M. R. “A generic model of real-world non-ideal behaviour of FES-induced muscle contractions: simulation tool”. **Journal of Neural Engineering**, v. 8, n. 4, p. 046034, 2011.

LYNCH, C. L., POPOVIC, M. R. “A Stochastic Model of Knee Angle in Response to Electrical Stimulation of the Quadriceps and Hamstrings Muscles”. **Artificial Organs**, v. 35, n. 12, p. 1169-1174, 2011.

MÄENPÄÄ, H., JAAKKOLA, R., SANDSTRÖM, M., VON WENDT, L. “Does microcurrent stimulation increase the range of movement of ankle dorsiflexion in children with cerebral palsy?”. **Disability & Rehabilitation**, v. 26, n. 11, p. 669–677, 2004.

MAFFIULETTI, N. A. “Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation”. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 2, p. 223-234, 2010.

MAFFIULETTI, N. A., HERRERO, A. J., JUBEAU, M., IMPELLIZZERI, F.M., BIZZINI, M. “Differences in electrical stimulation thresholds between men and women”. **Annals of Neurology**, v. 63, n. 4, p. 507-512, 2008.

MAFFIULETTI, N. A., MORELLI, A., MARTIN, DUCLAY, J., BILLOT, M., JUBEAU, M., AGOSTI, F., SARTORIO A. “Effect of gender and obesity on electrical current thresholds”. **Muscle & Nerve**, v. 44, n. 2, p. 202-207, 2011.

MALEZIC, M., BOGATAJ, U., GROS, N., DECMAN, I., VRTACNIK, P., KLJAJIC M., ACIMOVIC-JANEZIC, R. “Application of a programmable dual-channel adaptive electrical stimulation system for the control and analysis of gait”. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 29, n. 4, p. 41, 1992.

MERLETTI, R., AVENTAGGIATO, M., BOTTER, A. HOLOBAR, A., MARATEB, H., VIEIRA T. “Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques”. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v. 38, n. 4, p. 305-345, 2010.

MERLETTI, R., ZELASCHI, F., LATELLA, D. GALLI, M., ANGELI, S., SESSA, M. B. “A control study of muscle force recovery in hemiparetic patients during treatment with functional electrical stimulation”. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 10, n. 3, p. 147-154, 1978.

MOHAMMED, S., POIGNET, P., FRAISSE, P., GUIRAUD, D. “Optimal stimulation patterns for knee joint movement restoration during co-contraction of antagonist muscles”. In: **Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob) 2010 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference**, p.687 -692, 2010.

NELSON, R. M., HAYES, K. W., CURRIER, D. P. **Clinical Electrotherapy**. 3 ed. Stamford Connecticut, Appleton & Lange, 1999.

PECKHAM, P. H., KNUTSON, J. S. “Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications”. **Annual Review of Biomedical Engineering**, v. 7, n. 1, p. 327-360, 2005.

PEDOTTI, A., FERRARIN, M. **Restoration of Walking for Paraplegics: Recent Advances and Trends**. IOS Press, 1992.

PERUMAL, R., WEXLER, A. S., BINDER-MACLEOD, S. A. “Mathematical model that predicts lower leg motion in response to electrical stimulation”. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 15, p. 2826–2836, 2006.

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

PETROFSKY, J. S., SUH, H. J., GUNDA, S., PROWSE, M., BATT, J. “Interrelationships between body fat and skin blood flow and the current required for electrical stimulation of human muscle”. **Medical Engineering & Physics**, v. 30, n. 7, p. 931-936, 2008.

PINO, A. V., COSTA, J. C. G. D., JANDRE, F. C., GIANNELLA NETO, A. “Mecânica - Um Programa para Análise do Sistema Respiratório”. In: **XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, São José dos Campos, 2002.

PINO, A. V., KAGAMI, L. T., JANDRE, F. C., GIANNELLA NETO, A. “DAS - Um Programas de Aquisição e Processamento de Sinais para Engenharia Pulmonar”. In: **III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica**, v. 5, p.765–768, João Pessoa, 2004.

PROSSER, L. A., CURATALO, L. A., ALTER, K. E., DAMIANO, D. L. “Acceptability and Potential Effectiveness of a Foot Drop Stimulator in Children and Adolescents with Cerebral Palsy”. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 54, n. 11, p. 1044–1049, 2012.

ROBINSON, J. A., SNYDER, M. L. **Eletrofisiologia Clínica. Eletroterapia e Teste Eletrofisiológico**. 2 ed. Porto Alegre, Artmed, 2001.

ROCHA, W. A., FACINI, M. P., SANTUZZI, C. H., FREITAS, G. K. F., PEREIRA, R. R. R., ARAUJO, M. T. M., GONÇALVES, W. L. S. “Gender Differences in the Sensitive

Threshold to Electrical Nerve Stimulation in Young Adults”. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 19, n. 2, p. 74–78, 2011.

RUSHTON, D. N. “Functional electrical stimulation and rehabilitation - An hypothesis”. **Medical Engineering and Physics**, v. 25, n. 1, p. 75-78, 2003.

SCHEEREN, M. E., NOGUEIRA-NETO, N. G., KRUEGER-BECK, E., BUTTON, V. L. S. N., NOHAMA, P. “Investigation of Muscle Behavior During Different Functional Electrical Stimulation Profiles Using Mechanomyography”. In: **IEEE EMBS**, v. 32, p.3970 a 3973, Buenos Aires, Argentina, 2010.

SINGER, B. “Functional electrical stimulation of the extremities in the neurological patient: a review”. **The Australian Journal of Physiotherapy**, v. 33, n. 1, p. 33, 1987.

SINKJAER, T., POPOVIC, D. B. “Neurorehabilitation technologies - Present and future possibilities”. **NeuroRehabilitation**, v. 25, n. 1, p. 1-3, 2009.

TAKEBE, K., KUKULKA, C., NARAYAN, M. G., MILNER, M., BASMAJIAN, J.V. “Peroneal nerve stimulator in rehabilitation of hemiplegic patients”. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 56, n. 6, p. 237-239, 1975.

TOZEREN. - **Human Body Dynamics - Classical Mechanics and Human Movement**. 2000.

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

WARD, A. R. “Electrical Stimulation Using Kilohertz-Frequency Alternating Current”. **Physical Therapy**, v. 89, n. 2, p. 181–190, 2009.