



**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
CAMPUS CURITIBA**

**GERÊNCIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA  
ELÉTRICA E INFORMÁTICA INDUSTRIAL - CPGEI**

**JUAN RICARDO SIERRA**

**OS EFEITOS DO TREINAMENTO CONCÊNTRICO  
DO QUADRÍCEPS FEMORAL EVOCADO PELA  
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**CURITIBA  
DEZEMBRO DE 2007**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.



**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

---

**DISSERTAÇÃO**  
apresentada à UTFPR  
para obtenção do grau de

**MESTRE EM CIÊNCIAS**

por

**JUAN RICARDO SIERRA**

---

**OS EFEITOS DO TREINAMENTO CONCÊNTRICO DO  
QUADRÍCEPS FEMORAL EVOCADO PELA  
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR**

---

Banca Examinadora:

Presidente e Orientador:

**Prof. Dr. PERCY NOHAMA**

**UTFPR**

Examinadores:

**Profa. Dra. ANNA RAQUEL SILVEIRA GOMES**

**UFPR- LITORAL**

**Profa. Dra. ELISANGELA FERRETTI MANFFRA**

**PUC-PR**

Curitiba, 2007.



**JUAN RICARDO SIERRA**

**OS EFEITOS DO TREINAMENTO CONCÊNTRICO  
DO QUADRÍCEPS FEMORAL EVOCADO PELA  
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Pecy Nohama

Curitiba

2007

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da UTFPR – Campus Curitiba

S571f Sierra, Juan Ricardo

Os efeitos do treinamento concêntrico do quadríceps femoral evocado pela estimulação elétrica neuromuscular / Juan Ricardo Sierra. Curitiba. UTFPR, 2007

XIV, 62 p. : il. ; 30 cm

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2007

Bibliografia: p. 53 – 60

1. Engenharia biomédica. 2. Bioengenharia. 3. Eletroestimulação. Torque. I. Nohama, Percy, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD: 610.28

## AGRADECIMENTOS

Aos professores da Engenharia Biomédica do CPGEI;

Aos voluntários que participaram do protocolo experimental;

À coordenação do curso de Fisioterapia da FEPAR pelo espaço cedido na clínica escola;

Ao professor Nivaldo Parizzoto da UFSCar, pela ajuda;

Aos professores André Luiz Félix Rodacki e Ricardo Souza pelas dicas e críticas construtivas;

Ao professor Buck, pelo estudo piloto;

Aos colegas de mestrado Marcos, Ricardo Schmal, Lílian e Graziela e especialmente ao Roni por sua contribuição no experimento;

Aos irmãos que oraram por esse trabalho;

À gerência do distrito sanitário do Boqueirão por me permitir negociar às horas de trabalho com os estudos;

À Luciene, da Clínica do Atleta, que foi fundamental na viabilização dos experimentos, todo meu carinho;

Ao professor Percy Nohama, meu orientador, que ao confiar no meu trabalho, proporcionou uma oportunidade de mudança para minha vida e da minha família;

À minha amada esposa Lisandra, por sua vida e ao meu filho Gabriel que me alegrava nas horas difíceis;

Ao Senhor, DEUS meu, que está assentado sobre o trono, sejam dadas ações de graças, honra, glória, e poder para todo o sempre.





## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>viii</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>x</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....</b>	<b>xi</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>xiii</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>xiv</b>
<b>CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1.1 MOTIVAÇÕES.....	1
1.2 OBJETIVOS.....	3
1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....	3
<b>CAPÍTULO 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>5</b>
2.1 UNIDADE MOTORA E GRADAÇÕES DE FORÇA .....	5
2.1.1 Propriedades das membranas das células excitáveis .....	6
2.1.2 Potencial de ação .....	7
2.1.3 Propagação de um potencial de ação .....	8
2.1.4 O impulso motor .....	9
2.1.5 Papel do cálcio na fibra muscular .....	9
2.1.6 Término da contração muscular .....	9
2.2 AÇÕES MUSCULARES.....	10
2.2.1 Tipos de ação muscular .....	10
2.2.2 Diferentes tipos de unidades motoras – fibras tipo I, tipo II e subtipos.....	11
2.2.3 Controle e geração de força .....	12
2.2.4 Força e recrutamento .....	13
2.2.5 Modificação da força e coordenação .....	14
2.2.6 Área de secção transversal do músculo.....	14
2.2.7 Relação comprimento-tensão .....	14
2.2.8 Velocidade de contração.....	15
2.3 TREINAMENTO DE FORÇA.....	16
2.3.1 Princípio da individualidade.....	16

2.3.2 Princípio da especificidade.....	17
2.3.3 Princípio da adaptação.....	17
2.3.4 Princípio da sobrecarga.....	18
2.3.5 Princípio da intensidade.....	18
2.3.6 Princípio do desuso.....	18
2.4 FASES DO DESENVOLVIMENTO DA FORÇA MUSCULAR.....	19
2.4.1 Treinamento de força isométrica.....	20
2.4.2 Treinamento de força concêntrica.....	21
2.4.3 Treinamento de força excêntrica.....	21
2.5 PRODUÇÃO DE FORÇA MUSCULAR PELA EENM.....	22
2.5.1 Estimulação elétrica do músculo.....	23
2.5.2 Efeitos do treinamento muscular com EENM.....	24
<b>CAPÍTULO 3 METODOLOGIA.....</b>	<b>29</b>
3.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	29
3.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO.....	29
3.3 DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA.....	30
3.4 ESTIMULADOR ELÉTRICO E ELETRODOS UTILIZADOS.....	32
3.5 TREINAMENTO COM A EENM.....	34
3.6 AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS DO ESTIMULADOR ELÉTRICO UTILIZADO.....	35
3.7 TRATAMENTO DOS DADOS.....	35
<b>CAPÍTULO 4 RESULTADOS.....</b>	<b>37</b>
4.1 AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS DO ESTIMULADOR ELÉTRICO .....	37
4.2 AMOSTRA.....	38
4.3 VALOR DA TENSÃO UTILIZADA PARA O TREINAMENTO COM A EENM..	38
4.4 TORQUE ISOMÉTRICO MÁXIMO VOLUNTÁRIO (TIMV) A 60° DE FLEXÃO DO JOELHO DIREITO.....	38
4.5 TORQUE EXTENSOR ISOCINÉTICO CONCÊNTRICO MÁXIMO VOLUNTÁRIO DO JOELHO DIREITO A 60°/s E 120°/s .....	40
4.6 TORQUE EXTENSOR ISOCINÉTICO EXCÊNTRICO MÁXIMO VOLUNTÁRIO DO JOELHO DIREITO A 60°/s E 120°/s.....	41

<b>CAPÍTULO 5 DISCUSSÃO</b> .....	43
5.1 SOBRE OS VOLUNTÁRIOS .....	43
5.2 SOBRE O ESTIMULADOR ELÉTRICO .....	43
5.3 SOBRE A METODOLOGIA EMPREGADA .....	44
5.4 SOBRE OS RESULTADOS APÓS O TREINAMENTO COM A EENM .....	44
5.5 SUGESTÕES PARA NOVOS TRABALHOS .....	49
<b>CAPÍTULO 6 CONCLUSÕES</b> .....	51
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	53
<b>ANEXO</b> .....	61

## LISTA DE FIGURAS

1	Fibras musculares inervadas por uma unidade motora .....	5
2	Propagação do potencial de ação .....	8
3	Tipos de ações musculares .....	11
4	Tensão isométrica de um músculo esquelético em função do aumento gradual da frequência de estímulos elétricos .....	13
5	Força de contração medida em resposta às mudanças na percentagem de fibras musculares ativadas.....	14
6	Relação comprimento-tensão gerada no sarcômero .....	15
7	Contribuição da força ativa e da tensão passiva na relação comprimento-tensão do músculo .....	15
8	Força de contração medida em resposta às mudanças na velocidade das ações concêntricas e excêntricas .....	16
9	Método de medição da AST por ultra-sonografia .....	20
10	Relação amplitude de estimulação e força de contração .....	24
11	Posição inicial de testes adotada no dinamômetro isocinético, mostrando os posicionamentos do quadril e do joelho a 90°, vistas de perfil e de frente .....	31
12	Alinhamento do joelho com o eixo de rotação do dinamômetro .....	31
13	Voluntário executando os testes concêntrico e excêntrico no dinamômetro isocinético .....	32
14	Posição da articulação do joelho para o teste do torque isométrico máximo voluntário (TIMV) a 60° de flexão	33
15	Teste utilizando a EENM para produção involuntária de 55% do torque isométrico máximo voluntário (TIMV), a partir da posição de 60° de flexão do joelho direito ....	33
16	Posicionamentos dos eletrodos após tricotomia na coxa direita na região de aplicação, 5 cm acima da patela e na região do trígono femoral .....	34
17	Circuito de testes para o estimulador elétrico.....	36
18	Relação tensão (V) e níveis de ajuste do parâmetro intensidade do estimulador .....	37
19	Amplitude da tensão para inicial para o treinamento do Grupo EENM .....	39
20	Torque inicial de treinamento para cada voluntário do grupo estimulação, utilizado como parâmetro de intensidade de treinamento a 55% do torque isométrico máximo voluntário (TIMV) evocado pela EENM .....	39

21	Diferença percentual entre grupos do TIMV após 4 semanas .....	40
22	Dinamômetro isocinético .....	63
23	Eletroestimulador de Corrente Russa da marca Bioiset®, modelo Phisiotonus Slim ...	63

## LISTA DE TABELAS

1	Distribuição de gênero entre grupos.....	38
2	Características antropométricas dos voluntários.....	38
3	Valor do torque isométrico máximo voluntário (TIMV), em newton.metro (N.m), a 60° de flexão do joelho direito, antes e após o treinamento com a EENM .....	39
4	Torque extensor isocinético concêntrico máximo voluntário a 60°/s, em newton.metro (N.m), antes e após o treinamento com a EENM.....	40
5	Torque extensor isocinético concêntrico máximo voluntário a 120°/s, em newton.metro (N.m), antes e após o treinamento com a EENM.....	40
6	Torque extensor isocinético excêntrico máximo voluntário a 60°/s, em newton.metro (N.m), antes e após o treinamento com a EENM.....	41
7	Torque extensor isocinético excêntrico máximo voluntário a 120°/s, em newton.metro (N.m), antes e após o treinamento com a EENM.....	41

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EENM	- Estimulação Elétrica Neuromuscular
UM	- Unidades Motoras
mV	- Milivolts
Na+	- Sódio
K+	- Potássio
PA	- Potencial de Ação
Ca+	- Cálcio
MMII	- Membros Inferiores
UMS	- Unidades Motoras
SNC	- Sistema Nervoso Central
AST	- Área de Secção Transversa
ADM	- Arco de Movimento
RM	- Repetição Máxima
TIMV	- Torque Isométrico Máximo Voluntário





## **Os Efeitos do Treinamento Concêntrico do Quadríceps Femoral Evocado pela Estimulação Elétrica Neuromuscular**

### **RESUMO**

A proposta deste estudo foi avaliar o comportamento da produção da força muscular do quadríceps femoral unilateral (torque isométrico, concêntrico e excêntrico), nas velocidades angulares de 60°/s e 120°/s, após 4 semanas de treinamento concêntrico com a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) para produção das contrações musculares involuntárias em sujeitos saudáveis relativas à 50% do torque isométrico máximo voluntário extensor do joelho (3x por semana, 4 séries de 15 repetições com duração de 6 segundos cada). Participaram deste estudo 20 sujeitos saudáveis, divididos aleatoriamente em 2 grupos: o grupo controle (C) que não participaram de nenhum treinamento e o grupo (E) para o treinamento concêntrico com a EENM. Os torques máximos isométrico, concêntrico e excêntrico nas duas velocidades citadas, foram medidos em um dinamômetro isocinético com intervalo de 4 semanas. Após o treinamento observou-se um aumento médio do torque isométrico à 60° do grupo E (+24,0%,  $p=0,002$ ) e do torque excêntrico à 60°/s (+27,47%,  $p=0,002$ ) em relação ao controle (+2,07% e +0,11%, respectivamente). Os resultados sugerem que a utilização da EENM pode ser uma importante ferramenta no incremento da força nos períodos iniciais do treinamento de força em condições dinâmicas.

**Palavras-chave:** eletroestimulação, torque, treinamento muscular, dinamometria, exercício excêntrico.

## **The Effect of the Concentric Training of Quadriceps Femoris Evoked by Neuromuscular Electrical Stimulation**

### ***ABSTRACT***

The aim of this study was to evaluate the behavior of the production of the muscular force of quadriceps femoral (isometric, concentric and eccentric torque), in the angular speeds of 60°/s and 120°/s, after 4 weeks of concentric training with the neuromuscular electric stimulation (NMES) for the production of the involuntary muscular contractions in health citizens to 55% of the maximum voluntary isometric torque of the knee (3x per week, 4 series of 15 repetitions with duration of 6 seconds each). It was included 20 healthful citizens, divided into two groups: the control group (C) and the group for the concentric training by NMES (E). The maximum 60° isometric, concentric and eccentric peak torque in the two cited speeds had been measured in an isokinetic dynamometer with interval of 4 weeks. After training, an increase of isometric torque of group E (+24.0%,  $P < 0.05$ ) and of the eccentric torque to 60°/s (+27.47%,  $P < 0.05$ ) was observed in relation to the control (+2.07% and +0.11%, respectively). The results suggest that the use of the EENM can be an important tool in the increment of the force in the initial periods of the training of force in dynamic conditions.

**Key-words** - electrostimulation, torque, muscular training, dynamometry, eccentric exercise

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1 MOTIVAÇÕES

O aumento da força muscular é uma das necessidades dos mais variados protocolos de treinamento desportivo e de reabilitação física. O treinamento de força muscular é um método efetivo para o incremento da força e hipertrofia muscular, utilizado desde a antiguidade, prescrito tanto para o condicionamento atlético quanto para prevenção e reabilitação de afecções musculares (SNYDER-MACKLER, 1994; FITZGERALD *et al.*, 2003; EL WAWARY *et al.*, 1997; SANDERS E SANDERS, 1993), neurológicas e ortopédicas (CHESTNUT e DOCHERTY, 1993; FRY e NEWTON, 2004).

As adaptações neuromusculares e a hipertrofia são alguns dos fatores relacionados ao aumento da força muscular. Durante o treinamento com pesos, são produzidas alterações no sistema nervoso e músculo-esquelético que levam às adaptações que resultam em aumentos significativos da força durante as fases de treinamento (AKIMA *et al.*, 1999; MORITANI e DEVRIES, 1980; MORITANI, 1992).

Nos períodos iniciais do treinamento de força, por volta de 6 a 8 semanas, os ganhos de força muscular estão ligados aos componentes de adaptação neuromusculares (MORITANI, 1979; NARICI *et al.*, 1989). Alguns estudos demonstram-no através do acréscimo da atividade eletromiográfica e da força (MORITANI, 1992; CHENG *et al.*, 1995), sem a ocorrência de aumentos significativos na área da secção transversal de determinados grupamentos musculares. Ocorre um aumento do fluxo neural, que resulta num maior recrutamento de unidades motoras (UM), aumento na frequência de disparo como resposta do recrutamento de fibras do tipo II $\alpha$  (fibras rápidas) de maior calibre até, então, inativas (COSTILL *et al.*, 1979; NARICI *et al.*, 1989).

Ocorre também um decréscimo na atividade de mecanismos inibitórios neurais, que poderiam reduzir o recrutamento das unidades motoras, diminuindo a produção de força em determinado grupo muscular (CURRIER *et al.*, 1979).

O uso da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) na otimização da produção de força muscular já foi documentada anteriormente, tanto em indivíduos saudáveis quanto em populações de pacientes (ALON *et al.*, 1987; HALBACK e STRAUSS, 1980; CURRIER e

MANN, 1983; LAUGHMANN *et al.*, 1983; SNYDER-MAKLER *et al.*, 1991; NELSON, 2003).

Os protocolos de EENM utilizados variam quanto à frequência de pulso, formas de pulso, tipos de corrente, intensidade, tempo e métodos de treinamento (CURRIER *et al.*, 1979; HALBACK e STRAUSS, 1980; LAUGHMANN *et al.*, 1983), porém, convergem em utilizar a EENM para produzir contrações isométricas, ou mesmo, sobrepor a EENM às contrações isométricas volitivas, o que facilita o controle das variáveis durante um experimento.

Protocolos utilizando a contração máxima, voluntária ou obtida através da EENM, em determinada posição articular revelaram aumento significativo na força isométrica gerada após o treinamento em indivíduos saudáveis e pacientes. Esses estudos procuraram encontrar métodos para otimizar o treinamento de força muscular por meio da EENM durante a contração isométrica, atingindo níveis de contração de até 100% da contração isométrica máxima voluntária (CHENG *et al.*, 1995; CURRIER *et al.*, 1979; SELKOWITZ, 1985).

Devido ao padrão de especificidade do exercício na produção de força para determinado padrão de movimento, os protocolos de utilização de EENM para o aumento da força isométrica muscular possuem a característica de serem relacionados ao ângulo articular treinado (CURRIER e MANN, 1983).

Baseado nas características dinâmicas do movimento humano e necessidade de força muscular nas mais variadas posições articulares, o treinamento de força geralmente é realizado dentro de um arco de movimento funcional e que seja compatível com o movimento desejado, principalmente se o aumento da força muscular fizer parte de um programa de reabilitação física de uma disfunção músculo-esquelética (KIM e ENG, 2003).

A teoria descrita por Delitto e Snyder-Makler (1990) correlaciona a melhora da força com o recrutamento preferencial de unidades motoras (UM) do tipo II em frequências mais altas e estáveis, a fim de produzir contrações musculares pelo recrutamento dessas unidades motoras para o incremento da força muscular.

O protocolo de treinamento e teste proposto neste estudo foi utilizado para observar o possível desenvolvimento da força muscular do quadríceps femoral após treinamento concêntrico evocado pela EENM para produzir a extensão do segmento da perna, o que o difere de outros estudos, nos quais foi evocada a contração isométrica gerada pela EENM para o fortalecimento muscular.

## **1.2 OBJETIVOS**

O objetivo geral da pesquisa apresentada nessa dissertação consiste em avaliar os efeitos do treinamento de força concêntrico evocado pela EENM sobre o comportamento dos torques isométrico, concêntrico e excêntrico nas diferentes velocidades angulares de 60°/s e 120°/s do joelho direito de voluntários saudáveis, após 4 semanas de treinamento.

Os objetivos específicos deste estudo são:

1. avaliar a intensidade de 55% do torque isométrico máximo voluntário evocado pela EENM, para treinamento de força muscular concêntrico após 4 semanas, provoca aumentos nos torques isométrico, concêntrico e excêntrico do joelho direito;
2. analisar os dados obtidos com a avaliação dos torques articulares do joelho após treinamento concêntrico aplicando a EENM;
3. avaliar quantitativamente o efeito do treinamento de força concêntrico evocado pela EENM para as modalidades isométrica e excêntrica, nas velocidades angulares testadas.

## **1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO**

Esta dissertação está organizada em seis capítulos. No capítulo 1, apresenta-se a introdução e os objetivos do estudo. No capítulo 2, apresenta-se uma revisão de literatura sobre a contração muscular e seus aspectos fisiológicos e mecânicos, o treinamento de força muscular, e a produção de força a partir da aplicação da estimulação elétrica neuromuscular. No capítulo 3, descreve-se a metodologia desenvolvida para o ensaio experimental proposto. Os resultados são apresentados no capítulo 4. No capítulo 5, são discutidos os resultados obtidos no ensaio experimental e apresentam-se as propostas de trabalhos futuros e, no capítulo 6, as conclusões do trabalho.



## CAPÍTULO 2

### FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo, apresenta-se uma revisão da literatura sobre o processo de contração muscular, geração de força a partir da contração, o treinamento de força, seus mecanismos de adaptação e a aplicação da EENM para a produção de força muscular com seus mecanismos específicos.

#### 2.1 UNIDADE MOTORA E GRADUAÇÃO DA FORÇA

A principal função do músculo esquelético é a contração, que resulta em movimento. Nos últimos 30 anos, compilou-se um número significativo de dados a respeito da contração muscular. Em sua maior parte, a informação sobre as alterações estruturais que ocorrem quando uma célula muscular em repouso se contrai ativamente foi obtida graças ao uso de um microscópio eletrônico (FOSS e KETEVIAN, 2000). Para que seja mais fácil entender a teoria acerca de como o músculo se contrai, é necessário entender a sua estrutura.

A unidade funcional do movimento é a unidade motora. Ela consiste de uma célula que emana do corno anterior da medula, o neurônio motor alfa, que dela emana e todas as fibras musculares individuais supridas por ela (figura 1). Todas as fibras musculares que pertencem a uma unidade motora em particular são do mesmo tipo (BASMAJIAN, 1976).

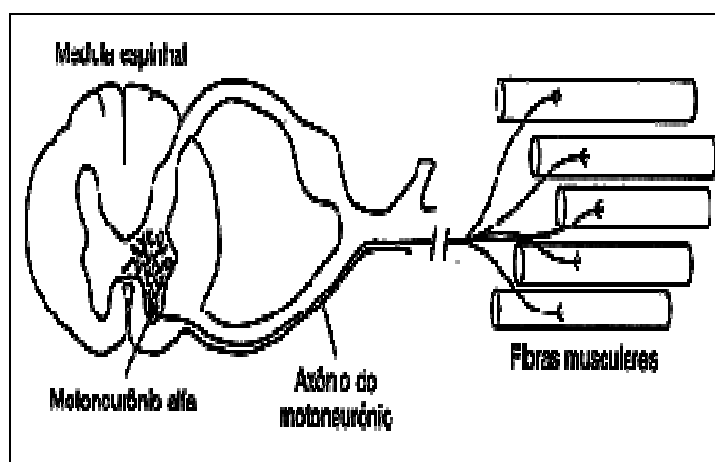


Figura 1. Fibras musculares inervadas por um axônio de um motoneurônio alfa, compondo uma unidade motora. (Robinson, 2001).



Nem todas as unidades de um músculo têm a mesma probabilidade de serem ativadas em um determinado nível de força, pois muitos músculos do corpo têm um misto de diferentes tipos de unidades motoras (KRAEMER e HÄKKINEN, 2004).

A possibilidade de gradação da força é importante para as atividades da vida diária, bem como para o desempenho nos desportos. Sem a capacidade de variar a força das contrações musculares, os padrões de movimentos regulares e coordenados seriam virtualmente impossíveis. Um exemplo é a força aplicada para escovar os dentes ser totalmente diferente da utilizada para levantar um peso de 50 kg (FOSS e KETEVIAN, 2000).

Existem duas maneiras do sistema nervoso central, em conjunto com o sistema músculo-esquelético, graduar a força. A primeira é variar o número de unidades motoras que se contraem em determinado momento, conhecido como somação de múltiplas unidades motoras, ou recrutamento. A segunda é variar a frequência de contração de cada unidade motora, fato conhecido como somação por ondas. É importante reconhecer que esses dois processos podem ser evocados ao mesmo tempo, tornando possíveis gradações na produção da força que variam desde esforços extremamente fracos até esforços máximos e explosivos (MCARDLE *et al.*, 1998).

Um nervo e seus ramos inervam pelo menos uma das aproximadamente 250 milhões de fibras musculares existentes no corpo humano. A proporção de fibras musculares para cada neurônio motor em geral está relacionada à função motora específica do músculo. Um trabalho delicado e preciso dos músculos oculares, por exemplo, requer que um neurônio controle um número pequeno de fibras musculares, em torno de 10 fibras. Para movimentos menos complexos dos grupos musculares maiores, um neurônio motor pode inervar até 2000 a 3000 fibras. A medula espinhal é o principal centro de processamento e distribuição para o controle motor (MCARDLE *et al.*, 1998).

### **2.1.1 Propriedades das membranas das células excitáveis**

As células excitáveis são envolvidas por uma membrana que separa cargas elétricas através de sua estrutura, cujo potencial elétrico pode ser medido e encontra-se em torno de 60 e 90 mV. O interior da célula encontra-se negativo em relação ao seu exterior, sendo que a diferença de potencial sobre a membrana corresponde à diferença nas concentrações de íons em ambos os lados de sua estrutura.

No músculo ou no neurônio normal, há uma concentração maior de íons sódio (Na<sup>+</sup>) no interior e uma concentração maior de potássio (K<sup>+</sup>) no exterior da célula. Porém, os íons

tenderão a difundirem-se passivamente pela membrana na tentativa de equalizar as concentrações. A membrana do músculo possui uma maior permeabilidade ao íon  $K^+$ , havendo, portanto, um maior fluxo desses íons para o exterior da célula, desenvolvendo um potencial negativo no interior dela. A difusão dos íons  $K^+$  é retardada à medida que a carga negativa no interior da célula está aumentando, ocorrendo uma força eletrostática opostora que faz retornar os íons para o interior da célula (DACKO, 2003).

Quando a força de difusão do  $K^+$  e a força eletrostática se equilibram, os íons  $K^+$  ficam numa condição estável. Neste estado de equilíbrio, o potencial na membrana encontra-se em  $-100\text{mV}$  e é chamado de potencial de equilíbrio para o  $K^+$ . Outros íons também estão movendo-se passivamente através da membrana. No caso do  $Na^+$ , ocorrerá sua difusão passiva para o interior da célula. Porém, o fluxo de íons  $Na^+$  será menor, devido à menor permeabilidade da membrana ao  $Na^+$ . A entrada de íons  $Na^+$  vai reduzir o potencial negativo gerado pela saída de íons  $K^+$ .

Os movimentos dos íons  $Na^+$  e  $K^+$  alcançam um estado estável em aproximadamente  $-60$  a  $-90\text{mV}$ , chamado de potencial de repouso da membrana. O potencial de repouso de uma membrana excitável é resultado da diferença nas concentrações e da diferença da permeabilidade da membrana ao  $Na^+$  e ao  $K^+$  (GUYTON e HALL, 1996; DACKO, 2003).

### **2.1.2 Potencial de ação**

A maioria das células excitáveis do corpo humano fica pouco tempo em estado de repouso, pois essas células estão sendo continuamente submetidas a eventos que mudam a permeabilidade da membrana aos íons  $K^+$  e  $Na^+$ . A membrana pode ser submetida a estímulos químicos, elétricos ou físicos, levando a um aumento da permeabilidade ao  $Na^+$ . À medida que aumenta a quantidade de íons  $Na^+$  no interior da célula, a sua membrana fica submetida a uma redução das cargas negativas, chamada despolarização (GUYTON e HALL, 1996; DACKO, 2003).

Caso essa despolarização alcance um potencial cerca de  $-65\text{mV}$  (limiar), a permeabilidade da membrana ao  $Na^+$  aumenta drasticamente, e os íons  $Na^+$  entram rapidamente na célula. Neste caso, o potencial da membrana mudará para  $+25$  a  $+35\text{mV}$ . Esse aumento na permeabilidade da membrana ao íon  $Na^+$  dura em torno de  $0,5\text{ms}$  (GUYTON e HALL, 1996; DACKO, 2003).

Ocorre também um aumento da permeabilidade da membrana ao  $K^+$ , porém, com pico um pouco mais tardio do que o  $Na^+$ . Esse atraso é responsável pelo retorno da célula ao seu

estado negativo, chamado hiperpolarização, aproximando-se do potencial do  $K^+$ . Essa alteração repentina na permeabilidade da membrana é conhecida como potencial de ação. Uma bomba de  $Na^+$  e  $K^+$ , ativa, faz com que os íons retornem às suas concentrações originais, retirando o  $Na^+$  e introduzindo o  $K^+$  numa proporção de 3 para 2 (GUYTON e HALL, 1996; DACKO, 2003).

### 2.1.3 Propagação de um potencial de ação

Um potencial de ação (PA) que ocorra em uma região da membrana excitável pode disparar um potencial de ação para uma região vizinha. A despolarização causa um fluxo de corrente localizado ao redor desta região, e esta corrente pode causar despolarização das membranas adjacentes, o que pode evocar um potencial de ação (figura 2). Se a membrana for muito grande, como num axônio ou numa fibra muscular, o potencial de ação pode propagar-se por toda a membrana (GUYTON e HALL, 1996; DACKO, 2003).

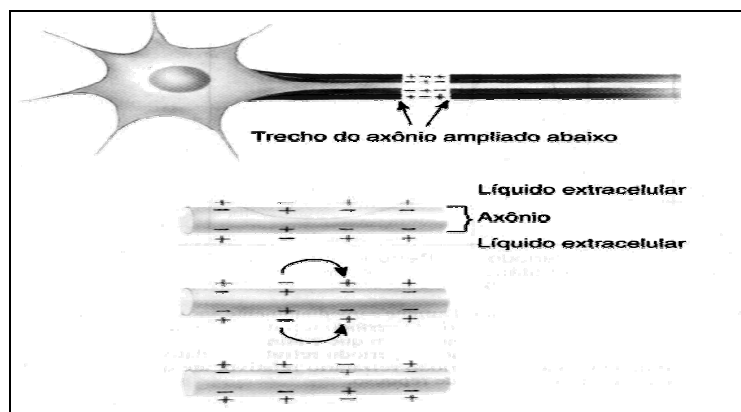


Figura 2. Propagação do potencial de ação (Lundy-Ekman, 2000).

A velocidade na qual o potencial de ação propaga-se varia de uma membrana para outra. Nas células das fibras não-mielinizadas, os potenciais de ação percorrem a fibra mais lentamente, devido à resistência da membrana. Nas membranas nervosas mielinizadas, a corrente gerada propaga-se de forma mais rápida devido à bainha de mielina. Cada potencial de ação dura em torno de 0,1ms. A condução em uma fibra mielinizada é muito mais rápida em relação à fibra não-mielinizada.

A velocidade de condução varia de acordo com o tipo de fibra muscular. Quanto maior o diâmetro da fibra, menor será a resistência à propagação do impulso, e mais rápida será a condução de um potencial de ação (DACKO, 2003).

#### **2.1.4 O impulso motor**

Os eventos que levam à contração de uma fibra muscular são complexos. O processo é iniciado por um impulso nervoso originário do cérebro ou da medula espinhal. Este impulso chega às terminações nervosas, as quais estão localizadas muito próximas do sarcolema.

Quando o impulso chega, essas terminações nervosas secretam uma substância neurotransmissora chamada acetilcolina, que se liga aos receptores localizados no sarcolema. Se uma quantidade suficiente de acetilcolina liga-se aos receptores, será transmitido um potencial de ação em toda a extensão da fibra muscular, como descrito no mecanismo da propagação do PA axonal, enquanto os canais iônicos se abrem na membrana da fibra muscular, permitindo a entrada do Na<sup>+</sup>. Esse processo é denominado despolarização da fibra muscular (WILMORE e COSTILL, 2001).

#### **2.1.5 Papel do cálcio na fibra muscular**

O impulso elétrico, além de despolarizar a membrana da fibra muscular, percorre a rede de túbulos (túbulos T e retículo sarcoplasmático) da fibra muscular. Quando o impulso chega ao retículo sarcoplasmático, estimula a liberação de grandes quantidades de íons cálcio (Ca<sup>+</sup>) armazenados no sarcoplasma (FOSS e KETEVIAN, 2000; WILMORE e COSTILL, 2001).

Quando os íons de cálcio são liberados no retículo sarcoplasmático, eles se ligam à troponina sobre os filamentos de actina. Como a troponina tem uma forte afinidade com os íons Ca<sup>+</sup>, inicia o processo de ação através da retirada das moléculas de tropomiosina de cima dos sítios ativos dos filamentos de actina. Como a tropomiosina oculta os sítios ativos, ela bloqueia a atração entre a ponte cruzada da miosina e a actina. Porém, quando ela é retirada, as cabeças da miosina podem fixar-se nos sítios ativos dos filamentos de actina. A tração entre os filamentos de actina e miosina resulta no encurtamento da fibra muscular e na geração de força (WILMORE e COSTILL, 2001).

#### **2.1.6 Término da contração muscular**

A contração muscular continua até que ocorra a depleção do cálcio. Então, este é bombeado de volta para o retículo sarcoplasmático, onde é armazenado até a chegada de um

novo impulso nervoso à membrana da fibra muscular. Isso ocorre por meio de um sistema de bombeamento.

Quando o cálcio é removido, a troponina e a tropomiosina são desativadas, bloqueando a ligação entre as pontes cruzadas de miosina e os filamentos de actina. Como resultado, os filamentos de miosina e de actina voltam ao estado de relaxamento (WILMORE e COSTILL, 2001).

## **2.2 AÇÕES MUSCULARES**

Os músculos do corpo humano possuem uma grande variação de tamanho, forma e utilização. Cada movimento coordenado exige a aplicação de força muscular específica. Isso é conseguido pelos agonistas (ou motores primários), que são os principais músculos responsáveis pelo movimento. Os antagonistas são os músculos que se opõem aos motores primários, e os sinergistas são os músculos que auxiliam os motores primários.

Os músculos agonistas produzem a maior parte da força necessária em qualquer movimento. Os músculos atuam sobre os ossos, tracionando-os em direção uns aos outros. Os músculos sinergistas auxiliam nessa ação e podem estar envolvidos no ajuste fino da direção do movimento. Os músculos antagonistas têm um papel protetor e de controle do movimento do agonista (MCARDLE *et al.*, 1998; WILMORE e COSTILL, 2001).

Quando ocorre a contração muscular, a tensão é aplicada nos ossos nos quais estão ancorados os tendões, resultando em torque sobre uma articulação. O movimento ou ação como resultado deste torque gerado irá depender da força e grau de estimulação dos músculos envolvidos na ação específica (KRAEMER e HAKKINEN, 2004).

### **2.2.1 Tipos de ação muscular**

O movimento muscular pode ser classificado em três tipos de ação: isométrica, concêntrica ou excêntrica (figura 3).

A ação isométrica (ou estática) caracteriza-se pela atuação muscular sem que haja movimento articular: o músculo gera tensão, mas não ocorre movimento articular; a velocidade angular na articulação é igual a zero. Existe indicação que há algum movimento das miofibrilas e alongamentos do tendão terminal, o torque produzido é igual ao torque da resistência (KRAEMER e HAKKINEN, 2004).

A ação concêntrica ocorre com a aproximação das inserções musculares. O torque muscular é maior que a resistência, ocorrendo, assim, a contração de encurtamento.

A ação excêntrica ocorre quando há um afastamento das inserções musculares, o torque da resistência será maior que o torque muscular: ocorre a contração de alongamento, utilizando, então, energia elástica armazenada (KRAEMER e HAKKINEN, 2004).

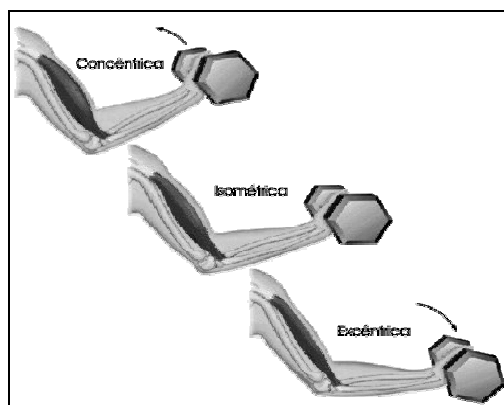


Figura 3. Tipos de ações musculares (adaptado de Wilmore e Costill, 2001).

Nos diversos padrões do movimento humano, as três formas de contração muscular são utilizadas: os movimentos especializados precisam ser controlados em vários grupamentos musculares e reguladas as forças produzidas (KRAEMER e HAKKINEN, 2004).

### 2.2.2 Diferentes tipos de unidades motoras – fibras tipo I, tipo II e subtipos

O músculo esquelético não é apenas um grupo homogêneo de fibras com propriedades funcionais e metabólicas semelhantes. Pode ser classificado em dois grupos distintos de fibras por suas características contráteis e metabólicas; porém, cada unidade motora possui fibras do mesmo tipo metabólico. Os músculos humanos possuem uma proporção semelhante na distribuição dessas fibras com uma variação de  $\pm 10\%$ .

As fibras tipo I (contração lenta) geram energia para a ressíntese do ATP predominante através do sistema aeróbico para transferência de energia. As fibras de contração lenta possuem elevado número de mitocôndrias e enzimas aeróbias, que combinadas com altos níveis de mioglobina, conferem às fibras de contração lenta sua pigmentação vermelha característica. As fibras de contração lenta são resistentes à fadiga e apropriadas para exercício aeróbico prolongado; produzem um pico de força relativamente

menor que as fibras rápidas, e um maior tempo para atingir esse pico (MCARDLE *et al.*, 1998). O subtipo IC é uma forma menos oxidativa (FLECK e KRAEMER, 1999).

As fibras do tipo II (contração rápida) possuem uma alta capacidade para transmissão eletroquímica dos potenciais de ação, alto nível de atividade da enzima miosina ATPase, nível rápido de liberação e captação de cálcio pelo retículo sarcoplasmático e alto ritmo de renovação das pontes cruzadas.

Em relação à velocidade de contração e de elaboração de tensão de fibras de contração rápida é de três a cinco vezes maiores que as fibras de contração lenta. As fibras de contração rápida dependem basicamente de seus sistemas glicolíticos a curto prazo, explicando como essas fibras são ativadas nas atividades rápidas e de curta duração assim como em outras contrações musculares vigorosas, que dependem quase inteiramente do metabolismo aeróbico para produzir energia (MCARDLE *et al.*, 1998). Possuem subtipos (IIA, IIB, IIBD, IIAD, IIC e IIX ou IID) que variam em relação a sua composição histoquímica (MINAMOTO, 2005), sendo algumas menos fadigáveis rapidamente (IIA) (FLECK e KRAEMER, 1999).

A ativação de fibras de contração rápida é importante nos desportos com paradas e arranques e mudanças de ritmo, como ocorre no basquete, futebol e hóquei.

### **2.2.3 Controle e geração de força**

A força muscular reflete a capacidade de produzir tensão e pode ser definida como força ou tensão que um músculo, ou grupo muscular consegue exercer contra uma resistência em um esforço máximo (FOSS e KETEVIAN, 2000). Segundo Komi (2003), é a máxima força ou torque que pode ser desenvolvido no desempenho de um movimento articular específico, definição que engloba um aspecto funcional, relacionando força à especificidade de um movimento.

Um importante exemplo do aspecto funcional da força na dinâmica do movimento humano foi observado por Kim e Eng (2003), que relatam uma correlação entre a força muscular dos membros inferiores (MMII) e a marcha funcional em indivíduos com seqüelas de acidente vascular cerebral. Os autores defendem o uso de avaliação da performance muscular nesses pacientes.

Para que seja produzida tensão muscular nas atividades diárias, as UM disparam numa salva de estímulos que pode não haver tempo para o relaxamento das fibras musculares. Quando a frequência de estímulos for alta o suficiente para que não haja esse relaxamento,

será chamada de tetanização da contração muscular (Figura 4). A frequência em ocorre a tetanização depende das propriedades fisiológicas das UM.

A força muscular varia de acordo com a quantidade de unidades motoras ativadas, tipo de unidades motoras ativadas (MORITANI e DEVRIES, 1979), tamanho do músculo, comprimento inicial do músculo a ser ativado, ângulo articular e velocidade de contração.

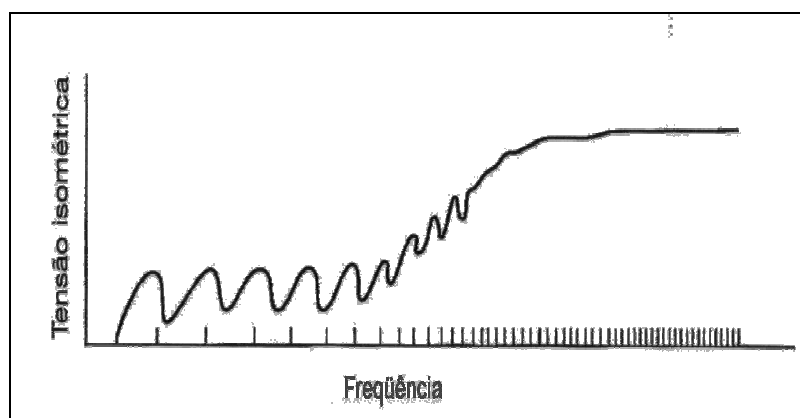


Figura 4. Tensão isométrica de um músculo esquelético em função do aumento gradual da frequência de estímulos elétricos (adaptado de Nelson, 2003).

#### 2.2.4 Força e recrutamento

Segundo Foss e Keteyian (2000), quanto maior o recrutamento das UM em determinado grupamento muscular, mais força pode ser gerada (figura 5). O sistema nervoso central (SNC) recruta mais ou menos UM em um grupamento de acordo com a atividade exigida, o que pode ser verificado pelo aumento da atividade eletromiográfica integrada. Nem todas as fibras podem ser ativadas com o mesmo padrão de força individual pelas suas diferenças morfológicas e fisiológicas. Adam e De Luca (2003) sugerem que mesmo em condições de fadiga, a ordem de recrutamentos das UM permanece inalterada.

O aumento da taxa de ativação dos neurônios é a única forma pela qual uma unidade motora, isoladamente, pode aumentar sua força individualmente (FLECK e KRAEMER, 1999). Esta é uma adaptação que o treinamento de força pode facilitar para a produção de força em determinado movimento (KRAEMER e HAKKINEN, 2004).

Uma maior força está relacionada com a ativação de fibras de contração rápida (LIEBER, 2002), quando são executadas tarefas motoras com um nível alto de tensão muscular, o aumento da frequência de disparos das UM está relacionado ao recrutamento dessas fibras (KOMI, 1992). O tipo de adaptação nas diferentes fibras ocorre com treinamento



específico e vai depender do tipo e intensidade do treinamento (KRAEMER e HAKINNEN, 2004).

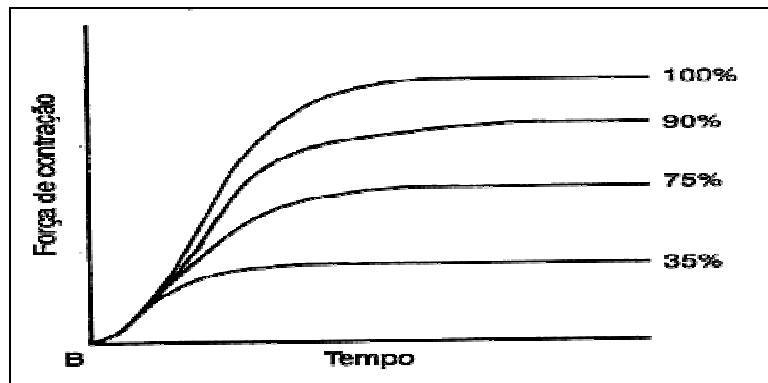


Figura 5. Força de contração medida em resposta às mudanças na porcentagem de fibras musculares ativadas (Robinson, 2001).

### 2.2.5 Modificação da força e coordenação

O SNC possui a capacidade de modificar e coordenar a força para execução dos movimentos através de realimentação sensorial pelos receptores articulares, musculares e dos tendões. A força para execução de um movimento é determinada, também, pela interação dos agonistas, antagonistas e sinergistas envolvidos nos movimentos articulares, o treinamento de força pode afetar e melhorar o controle nesta relação intermuscular (KOMI, 1992; SHUMWAY-COOK, 2003; ENOKA, 2000).

### 2.2.6 Área de secção transversal do músculo

A área de secção transversal (AST) do músculo está relacionada com a quantidade de força que o músculo pode produzir. Em geral, quanto maior a AST do músculo, maior sua capacidade de produção de força (KRAEMER e HAKINNEN, 2004).

### 2.2.7 Relação comprimento-tensão

Os sarcômeros são submetidos a alterações do seu comprimento, encurtando ou alongando, provocando variações na sobreposição dos filamentos de actina e miosina e no número de pontes cruzadas em paralelo, afetando a produção de força (figura 6). Existe um

comprimento do sarcômero ótimo para a produção de força muscular, que é de 2,2-2,5 $\mu\text{m}$ , comprimentos maiores ou menores reduzem a capacidade de geração de força.

Durante o alongamento, a tensão passiva do tecido muscular soma-se a tensão ativa gerada pelos músculos (figura 7), aumentando a força que o músculo será capaz de produzir em uma determinada ação, por isso a contração excêntrica máxima pode gerar maior força (ENOKA, 2002).

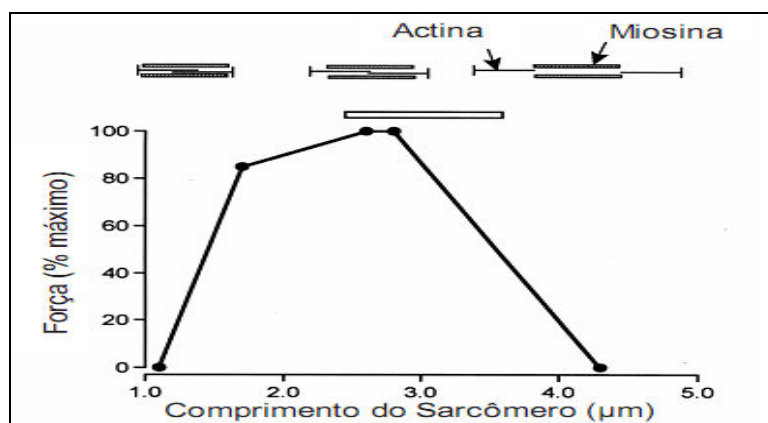


Figura 6. Relação comprimento-tensão gerada no sarcômero (adaptado de Enoka, 2002)

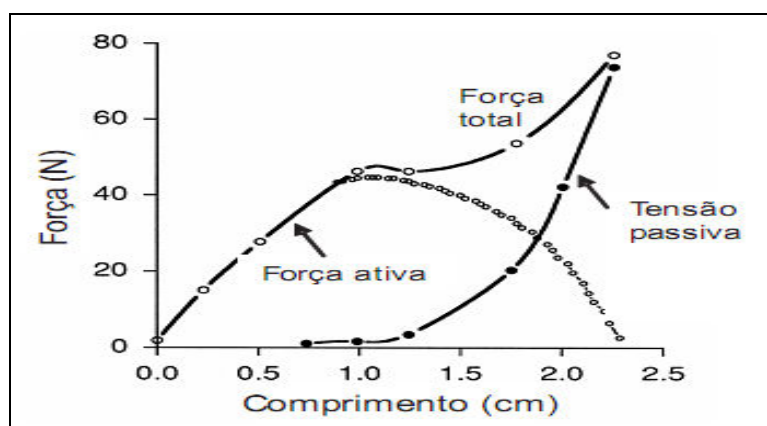


Figura 7. Contribuição da força ativa e da tensão passiva na relação comprimento-tensão do músculo (adaptado de Enoka, 2002).

### 2.2.8 Velocidade de contração

A velocidade de contração do músculo também exerce influência na geração de força (Figura 8).

Para contrações musculares concêntricas, quanto maior a velocidade de contração, menor a força gerada. O fenômeno está relacionado à formação de pontes cruzadas nas

miofibrilas. Em relação às contrações excêntricas, a velocidade da ação muscular parece não influenciar o comportamento da geração de força (BARROSO, TRICOLI, e UGRINOWITSCH, 2005).

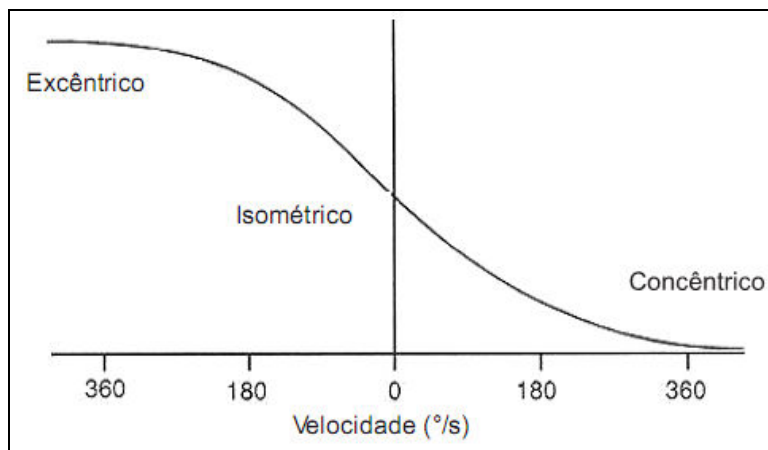


Figura 8. Força de contração medida em resposta às mudanças na velocidade das ações concêntricas e excêntricas (adaptado de Enoka, 2002).

## 2.3 TREINAMENTO DE FORÇA

O treinamento de força é fundamentado em princípios e conceitos básicos. As características de um tipo específico de treinamento irão determinar seus resultados (FLECK e KRAEMER, 1997).

### 2.3.1 Princípio da individualidade

A hereditariedade tem uma influência importante na determinação da adaptação do corpo a um programa de treinamento; portanto, cada indivíduo possui uma capacidade de adaptação ao treinamento físico individual. Variações na taxa de crescimento celular, no metabolismo e na regulação neural e endócrina também acarretam em enormes variações individuais. Essas variações individuais podem explicar porque algumas pessoas apresentam melhoras significativas após participar de um determinado programa enquanto outras não apresentam ou apresentam uma pequena melhora após seguir o mesmo programa (FLECK e KRAEMER, 1999).

### 2.3.2 Princípio da especificidade

As adaptações ao treinamento dependem do tipo de atividade, do volume e da intensidade do exercício realizado. Por exemplo, para melhorar a potência muscular, o arremessador de peso não deve enfatizar a corrida em distância ou treinamento de força de baixa intensidade (WILMORE e COSTILL, 2001). O exercício específico desencadeia adaptações específicas que criam efeitos específicos de treinamento (MCARDLE *et al.*, 1998).

Sale (1992) escreveu sobre a transferência de força no treinamento utilizando como exemplo um estudo sobre o treinamento de força com o exercício de agachamento e verificou-se um significativo aumento de força após algum tempo de treinamento. Porém, quando se testou o efeito do treinamento de força obtido com o agachamento para os exercícios de extensão de joelho e pressão de pernas (*leg press*), exercícios predominantemente utilizados para fortalecer o quadríceps femoral, observou-se pouco aumento de força para esses exercícios e foi proposto que este fenômeno ocorria devido à especificidade.

Fleck e Kraemer (1999) obtiveram dados após treinamento isométrico de flexão do cotovelo em 3 ângulos (25°, 80° e 120°), e observaram que os aumentos eram maiores quando testados no próprio ângulo articular em que foi executado o treinamento, o que demonstra a especificidade do exercício isométrico com o ângulo treinado. Os resultados dos testes para o grupo treinado a 80° apresentaram um padrão de transferência com valores mais aproximados do torque isométrico máximo quando testados em outros ângulos articulares, caracterizando que em alguns ângulos específicos dentro de um arco de movimento (ADM) funcional ao serem treinados poderiam levar a incrementos na força isométrica em outras posições articulares.

### 2.3.3 Princípio da adaptação

No corpo humano, mecanismos de adaptações biológicas ocorrem em resposta a um estímulo ao treinamento, alterações no padrão de ativação pelo SNC e aumento do músculo são exemplos dessas alterações. A adaptação é específica ao estímulo; se um sujeito treina para aumentar sua força em determinados grupamentos musculares, sua capacidade aeróbia não será influenciada significativamente pelo treinamento (KRAEMER e HAKINNEN, 2004).

#### **2.3.4 Princípio da sobrecarga**

De acordo com este princípio, deve-se aplicar uma sobrecarga de treinamento, além da realização de um treinamento progressivo (WILMORE e COSTILL, 2001). Para que ocorra a adaptação, o corpo é solicitado a realizar o exercício acima do nível que está acostumado, sendo que quanto maior a sobrecarga, maiores e mais rápidas são as alterações biológicas induzidas. Este processo requer adaptações nos sistemas neuromusculares ao longo do tempo e é modulado pelas alterações nos programas de treinamento. O estímulo para a sobrecarga está relacionado ao uso de resistência intensa e poucas repetições (KRAEMER e HAKINNEN, 2004).

#### **2.3.5 Princípio da intensidade**

Cargas leves não induzem adaptações ao treinamento de força, podendo variar com o grupamento muscular trabalhado, fatores individuais e nível de treinamento prévio. Porém, o trabalho com cargas muito leves parece ser ineficaz para aumentar a força (KRAEMER e HAKINNEN, 2004).

A intensidade pode ser descrita em um programa de treinamento como o percentual de uma repetição máxima (RM) ou especificada num número de vezes que o indivíduo pode levantar uma determinada carga. Com dinamômetros, pode-se avaliar o torque isométrico máximo voluntário (TIMV), que é a força máxima exercida por um grupamento em uma articulação, em determinada posição. Também pode-se expressar valores de treinamento relativos a este parâmetro (por exemplo, 60% da TIMV).

#### **2.3.6 Princípio do desuso**

O exercício físico regular melhora a capacidade dos músculos de gerar mais energia e resistir à fadiga, também o treinamento de resistência melhora a capacidade do músculo de realizar trabalho. Quando o treino é interrompido, o estado de condicionamento físico cai a um nível que supre somente as demandas do uso diário. Qualquer ganho obtido durante o período de treinamento será perdido ao longo do tempo se não houver uma manutenção do estímulo (WILMORE e COSTILL, 2001).

O exercício é uma experiência bem comum, e seus efeitos mais impressionantes, como fisiculturismo, são evidentes para todos (KRAEMER e HÄKKINEN, 2004). O aumento muscular com um aumento correspondente da força é um fenômeno comumente observado. Porém, a força de um determinado músculo depende de inúmeros fatores, além da sua AST como, por exemplo, até que ponto o músculo pode ser ativado por um exercício voluntário, comprimento global do músculo e posição na qual é utilizada a composição por tipos de fibras e a velocidade com que se processa esse movimento (KRAEMER e HAKINNEN, 2004).

## 2.4 FASES DO DESENVOLVIMENTO DA FORÇA MUSCULAR

Jones (1989) identificou três fases que constituem comumente o processo de adaptação ao treinamento de força. A primeira fase é um período de melhora rápida na capacidade de levantamento de pesos, que resulta do processo de aprendizado e que fica depositada no SNC como um padrão motor. Pode-se observar pouco ou nenhum aumento real no tamanho ou na força dos músculos individuais (AKIMA *et al.*, 1999).

A segunda fase é um período no qual ocorre um aumento na força das fibras musculares individuais, geralmente num período de 4 a 8 semanas após o início do treinamento; porém, não ocorre nenhum aumento importante concomitante na área de corte transversal. Isso poderia resultar de uma maior ativação neural pelo aumento da atividade eletromiográfica integrada observada em ambos os sexos após um período de treinamento de força (NARICI *et al.*, 1989), indicando maior ativação dos agonistas, pois o grau de ativação que uma pessoa pode voluntariamente recrutar as fibras musculares depende do fluxo cortical-espinhal, do tipo de movimento, velocidade e estado de treinamento do indivíduo. Também foi sugerido que o treinamento pode levar a uma diminuição na co-ativação dos antagonistas e um aumento na ativação dos sinergistas (KRAEMER e HAKINNEN, 2004).

As adaptações neurais podem ser medidas por eletromiografia (EMG) dos músculos treinados pela inserção de eletrodos de agulha ou de superfície e registrados durante ações voluntárias máximas ou submáximas. Pode-se utilizar testes eletrofisiológicos para medir a intensidade do recrutamento das UM pela aplicação de pulsos elétricos supra-máximos durante as ações musculares, com o objetivo de verificar se há aumento na força durante as ações, o que revela uma diminuição no recrutamento das UM (DELLITO *et al.*, 2001).

De acordo com Kraemer e Käkkinen (2004), na fase inicial do treinamento de força, os incrementos da força muscular nas primeiras semanas estão relacionados ao aprendizado motor e ao recrutamento das UM. Sujeitos não treinados possuem uma taxa de adaptação

maior que sujeitos que estejam praticando treinamento de força. A taxa de aumento percentual de força em uma intensidade relativa de treino é maior para sujeitos não treinados, em um mesmo período de tempo.

A terceira fase corresponde a um período observado após algumas semanas de treinamento, na qual se observa um aumento lento e constante na AST e na força dos músculos exercitados. Esta última fase pode ocorrer, em alguns casos, apenas após 12 semanas de treinamento (Foss e Keteyian, 2000).

Alguns estudos sugerem que elevados níveis de tensão gerados pelas contrações musculares durante o treinamento de força podem induzir alguma forma de dano nas fibras musculares, fator relacionado com hipertrofia muscular. A hipertrofia muscular é o aumento do diâmetro das fibras musculares, alteração ligada ao aumento na quantidade das proteínas contráteis no músculo; com isso, o aumento do número de pontes cruzadas relacionadas com uma maior tensão produzida pelas fibras musculares. Existem evidências que o treinamento excêntrico ou concêntrico/excêntrico leva a uma hipertrofia maior do que o treinamento concêntrico isolado (HIGBIE, 1996; KRAEMER e HÄKKINEN, 2004).

O grau de hipertrofia induzida pode ser medido pela análise do tamanho das fibras musculares por biópsia local, por análise da AST pela ultra-sonografia (figura 9), pela tomografia computadorizada e pela ressonância magnética (REEVES *et al.*, 2004).

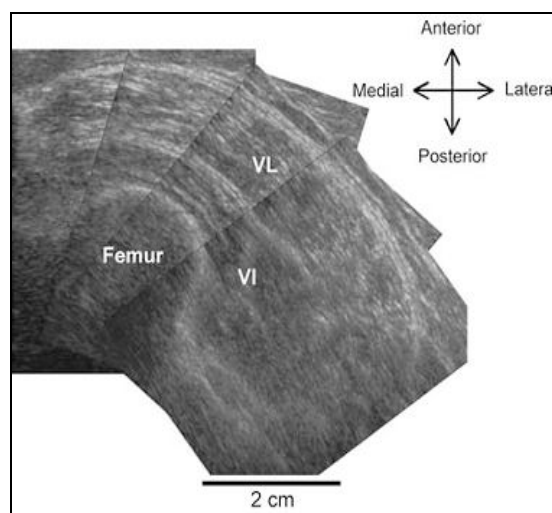


Figura 9. Método de medição da AST por ultra-sonografia, com visualização do fêmur, vasto lateral (VL) e intermédio (VI) (Reeves *et al.*, 2004).

#### 2.4.1 Treinamento de força isométrica

Os movimentos executados diariamente possuem componentes isométricos, seja para

estabilização articular, carregamento, manutenção da postura ereta e gestual de muitos movimentos desportivos como as pegadas do judô.

Contrações submáximas ou máximas podem ser utilizadas para o treinamento isométrico com vista ao aumento de força. Podem ser manipuladas as variáveis tempo de contração e intensidade, como também uma modificação do programa para manutenção de um bom processo de treinamento (KRAEMER e HAKINNEN, 2004).

Há um componente de especificidade importante relacionado ao treinamento isométrico no sistema neuromuscular. Os ganhos de força após o treinamento de força isométrica tendem a ser maiores nos ângulos treinados (FLECK e KRAEMER, 1997), produzem aumentos na força dinâmica em menor grau, principalmente na força explosiva (KRAEMER e HÄKKINEN, 2004), incluindo ganhos específicos pelo treinamento isométrico eliciado pela EENM (SELKOWITZ, 1985).

#### **2.4.2 Treinamento de força concêntrica**

O treinamento de força concêntrica geralmente utiliza um sistema de grandes resistências com poucas repetições, o que é verificado ser um interessante método para o aumento da força (KRAEMER e HAKINNEN, 2004). Pode ser treinado também com um equipamento isocinético, porém seus ganhos são bastante específicos a essa forma de treinamento. Pereira e Gomes (2003) ressaltam que outro fator bastante relevante é a velocidade de execução do movimento concêntrico resistido. A falta de controle da velocidade de execução dos exercícios dificulta a comparação dos estudos de treinamento de força e suas implicações sobre a RM máxima (KRAEMER e HAKINNEN, 2004).

#### **2.4.3 Treinamento de força excêntrica**

De acordo com Kraemer e Käkkinen, 2004, o treinamento excêntrico é eficaz no aumento da força muscular. Esses movimentos fazem parte também daqueles executados pelo homem em suas tarefas diárias, sendo geralmente associado à dor muscular quando ocorre uma sobrecarga intensa (FLECK e KRAEMER, 1999).

A especificidade tem um papel importante nesse tipo de treinamento de força, induzindo aumentos significativos da força excêntrica, ocorrendo aumento em menor grau na força concêntrica (KRAEMER e HAKINNEN, 2004).



Evidências revelam danos estruturais às miofibrilas após o treinamento excêntrico, acarretando uma condição essencial para a hipertrofia, possivelmente pela divisão das células satélites e de sua incorporação nas fibras musculares preexistentes (JONES, 1992).

Como regra geral, um músculo trabalhando perto da sua capacidade máxima de gerar força, aumentará sua potência. A sobrecarga pode ser aplicada com equipamentos padronizados para o levantamento de pesos, roldanas ou molas, barras imóveis, ou dispositivos isocinéticos ou hidráulicos. Porém, os aumentos de força estão relacionados com a intensidade de sobrecarga, e não pelo tipo específico de exercício usado para aplicar sobrecarga (MCARDLE *et al.*, 1998).

Enoka (1996) relatou evidências de que o sistema nervoso possui estratégias de controle de ativação das UM para a ação excêntrica que diferem do controle da ação concêntrica, que incluem a alteração da ordem de recrutamento das UM, diminuição da ativação das UM sob condições submáximas de ações excêntricas e diminuição do potencial evocado no músculo pela estimulação transcraniana e periférica durante as contrações excêntricas. Em relação à taxa de ativação das UM, nas ações excêntricas, a ativação de UM é menor para o mesmo nível de tensão gerada do que nas ações concêntricas.

## **2.5 PRODUÇÃO DE FORÇA MUSCULAR PELA EENM**

A descoberta da eletricidade ocorreu em etapas, iniciando com a produção de cargas estáticas sobre bulbos de vidro no início do século XVIII, passando por diferentes meios de produção de correntes elétricas, até os meios mais sofisticados de geração e controle (LOW e REED, 2001).

O uso médico foi recomendado em cada estágio, alegando-se vários benefícios. Em 1786, Luigi Galvani estimulou os nervos e músculos de rãs com cargas elétricas. Quando seu trabalho foi publicado em 1791, houve um enorme impulso à pesquisa científica nessa área (LOW e REED, 2001).

O desenvolvimento histórico e a evolução dos estimuladores elétricos clínicos tiveram períodos de grande popularidade e de total desprezo. O último foco de interesse esteve relacionado à analgesia pelo uso da estimulação elétrica transcutânea (DACKO, 2003). Foram relatadas melhoras em muitos outros problemas físicos com o uso da estimulação elétrica, como edema de membros, reações inflamatórias, lesões de feridas de cicatrização lenta, atrofia muscular e déficit de controle motor associados às lesões ortopédicas e neurológicas,

problemas circulatórios, disfunções do movimento articular, problemas posturais e incontinência associada à fraqueza do assoalho pélvico (DACKO, 2003).

Embora a estimulação de músculos tenha sido usada terapeuticamente, dois fatores colaboraram para um maior interesse nos efeitos da estimulação elétrica no músculo inervado. O primeiro fator foi o desenvolvimento de estimuladores mais versáteis para o controle da dor. O segundo fator foi o crescente interesse na estimulação elétrica neuromuscular para promover o desenvolvimento da força em atletas de elite e indivíduos saudáveis (DELITTO *et al.*, 2001).

A estimulação elétrica neuromuscular, visando o incremento do desempenho muscular passou a ser utilizada a partir da metade dos anos 70 após o ocidente tomar conhecimento dos estudos desenvolvidos pelo médico russo Yakov Kots. Na Universidade de Montreal, em 1976, os atletas da delegação russa utilizavam EENM além dos exercícios voluntários para obter fortalecimento muscular. Em 1977, Kots apresentou os resultados de suas pesquisas sobre os efeitos da estimulação elétrica no aumento da força muscular em atletas, relatando ganho de 30 a 40% na força além do que produzido pela contração voluntária máxima. Os protocolos de Kots não foram documentados e seus resultados nunca puderam ser reproduzidos, mas seus relatos contribuíam para que pesquisadores em todo o mundo ampliassem os estudos em relação a esta técnica (WARD, 2002).

Os trabalhos mais recentes relativos aos efeitos da EENM sobre os músculos esqueléticos focalizam sua utilidade no tratamento de músculos fracos (DELITTO *et al.*, 2001).

A estimulação elétrica é utilizada como um método de intervenção fisioterapêutica em diversas patologias. Porém, o terapeuta deve conhecer não apenas a patologia a ser tratada, mas também o mecanismo pelo qual a estimulação elétrica afeta os tecidos (DACKO, 2003).

Uma revisão mais detalhada sobre a estimulação elétrica, suas formas de onda, nomenclatura, aplicações para controle da dor, iontoforese, regeneração tecidual, estimulação do músculo denervado, estimulação sensorial e *biofeedback*, pode ser encontrada em Nelson *et al.*, 2003; Robinson e Snyder-Mackler, 2001.

### **2.5.1 Estimulação elétrica do músculo**

A estimulação elétrica do músculo difere da contração voluntária em vários aspectos. No início, ocorre um disparo sincronizado de todos os neurônios motores estimulados. A ordem de recrutamento das unidades motoras é diferente na EENM quando comparada à

contração voluntária. Os neurônios de menor diâmetro, na contração voluntária, são recrutados anteriormente aos de maior calibre em suas respectivas unidades motoras. A tal princípio, denomina-se recrutamento de Hanneman (ROBINSON e SNIDLER-MAKLER, 2001).

Os neurônios motores de maior diâmetro, que possuem uma menor resistência à passagem da corrente elétrica, são mais facilmente estimulados numa mesma profundidade tecidual, quando ocorre a inversão do princípio de Hanneman. Os nervos sensoriais são inevitavelmente estimulados (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001). A frequência de disparo é fixa e diferente da contração voluntária. Desta forma, a densidade da corrente precisa ser aumentada (figura 10) para estimular mais unidades motoras para causar contrações mais fortes (LOW e REED, 2001).

A estimulação elétrica tem sido utilizada em vários estudos com o objetivo de se obter o fortalecimento muscular (CURRIER *et al.*, 1979; CURRIER e MANN, 1983; SELKOWITZ, 1985; BINDER-MACLEOD e GUERIN, 1990; LIEBER e KELLY, 1991; GUIRRO *et al.*, 2000). A estimulação do nervo motor com o objetivo de contração muscular tem efeitos imediatos e a longo prazo.

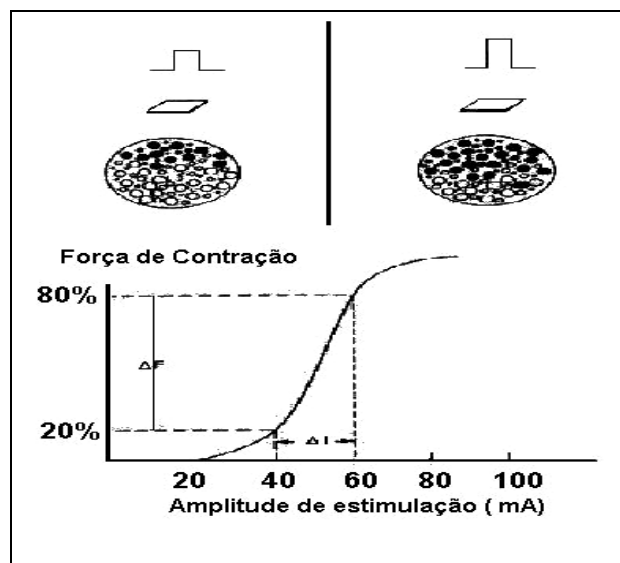


Figura 10. Relação amplitude de estimulação e força de contração (adaptado de Robinson, 2001).

### 2.5.2 Efeitos do treinamento muscular com EENM

Alguns estudos sustentam a tese de que parte do efeito do treinamento obtido pela EENM ocorre pelo aprendizado motor ou pela facilitação neural em função do número maior de unidades motoras ativadas, aumento na taxa de impulsos ou um padrão mais eficiente de

recrutamento (JONES *et al.*, 1989). Acredita-se que as vibrações musculares produzidas pelas contrações de músculos esqueléticos eletricamente estimulados refletem estratégias de controle utilizadas pelo sistema nervoso para a produção de força (VAZ *et al.*, 1997).

Segundo Maffiuletti (2002), considera-se que o ganho de força possa ser atribuído, inicialmente, a mecanismos neurais. Isso é sugerido por vários motivos, dentre eles, a velocidade com que ocorre o aumento e a velocidade com que pode declinar, assim como a falta de evidência de qualquer mudança no volume muscular. Um dos mecanismos neurais é o aumento da ativação de grupos de neurônios motores espinhais, que regulam a força de contração muscular devido à estimulação de neurônios aferentes. Outro mecanismo é o aumento na sensibilidade das sinapses como resultado da estimulação contínua de fibras aferentes (o efeito pode durar algumas semanas).

Também pode ocorrer sincronização dos padrões de disparo das unidades motoras. O recrutamento seletivo de fibras do tipo II, de maior calibre e contração rápida, sobre as fibras do tipo I, de contração lenta, também poderia estar implicado, porém, não se adequam às descobertas de que a estimulação elétrica leva a ganhos na força similares aos das contrações musculares voluntárias (LOW e REED, 2001).

De acordo com Gondin *et al.*, 2005, o treinamento muscular através da estimulação elétrica pode gerar aumentos significativos na contração máxima voluntária, na atividade eletromiográfica em 4 semanas, alterações na arquitetura muscular, observada através do aumento da AST dos músculos vastos medial, lateral e intermédio, a partir de 8 semanas de treinamento utilizando a EENM.

A relação entre o desenvolvimento de força muscular e a estimulação elétrica foi descrita por Currier *et al.* (1979). Os pesquisadores avaliaram 37 indivíduos saudáveis através da dinamometria isocinética antes e após protocolos de estimulação elétrica e de contração voluntária. Neste estudo, os indivíduos foram divididos em três grupos. O primeiro formou o grupo controle sem exercício nem EENM, o segundo grupo associou a contração muscular voluntária à EENM, e o terceiro realizou apenas contração muscular voluntária para fortalecimento muscular. Os resultados mostraram que o grupo que foi submetido à estimulação elétrica concomitantemente com o treinamento muscular com contração voluntária obteve um ganho médio na força de 21%, enquanto o grupo que realizou apenas treinamento através da contração muscular voluntária obteve um ganho de 19% na força muscular (CURRIER *et al.*, 1979).

Currier e Mann (1983) trouxeram um interessante questionamento sobre a transferência de força no exercício através da EENM e encontraram ganhos similares a outros experimentos que utilizaram a EENM e o treinamento isométrico, porém, quando testaram a

mesma articulação em um arco de movimento no dinamômetro isocinético com velocidades angulares progressivamente maiores, não verificaram aumento nos torques, indicando a especificidade do treinamento isométrico no ângulo treinado. Este estudo foi um marco para o uso da porcentagem TIMV produzida pela EENM como parâmetro de intensidade de treinamento. Os estudos anteriores sobre a EENM utilizavam como parâmetro de treinamento a máxima intensidade tolerada pelos sujeitos, o que dificultava a comparação entre estudos devido à grande variabilidade entre eles.

Laughman (1983) e colegas publicaram um estudo sobre a EENM em que utilizaram apenas 33% da TIMV e encontraram aumentos significativos da força do quadríceps, mesmo utilizando uma baixa intensidade relativa da TIMV.

Kramer e Semple (1983), com base nos relatos de Kots, examinaram os efeitos do exercício isométrico e a estimulação elétrica no quadríceps femoral. Eles utilizaram uma corrente alternada, retangular, simétrica, até a intensidade tolerada e verificaram aumentos significativos da força utilizando regimes de treinamento semelhantes entre os grupos de exercício isométrico, EENM e EENM mais exercício isométrico quando comparado ao grupo controle sem exercícios, mas sem diferença entre os grupos experimentais.

Selkowitz (1985) treinou os sujeitos do grupo experimental quatro vezes por semana, usando um estímulo elétrico com uma frequência de 2200Hz e 450 $\mu$ s de duração do pulso. Este estudo revelou importante aumento da força muscular do quadríceps com a aplicação da EENM, tanto concomitantemente à contração isométrica quanto à estimulação elétrica isolada e relata que a possibilidade de tolerar maiores intensidades de estimulação está relacionada a níveis mais altos de ganhos de força.

Wolf e colaboradores (1986) compararam um grupo de exercício, um grupo de EENM simultânea ao exercício e um grupo sem exercício. O estimulador utilizado gerou pulsos monofásicos de 300 $\mu$ s em 75 Hz no quadríceps, bilateralmente. Foram realizados exercícios de agachamento, salto vertical e corrida como medidas independentes e os grupos experimentais revelaram ser comparáveis no fortalecimento do quadríceps, inclusive na melhora da performance das tarefas funcionais de salto e corrida.

Delitto e Snyder-Mackler (1990) apresentaram duas teorias sobre o aumento da força muscular utilizando a EENM. A primeira baseia-se no aumento da sobrecarga funcional, que é considerada adaptação fisiológica ao treinamento de força. A segunda teoria explica as diferenças fisiológicas da contração muscular obtida pela EENM, através da qual ocorre uma inversão do padrão de recrutamento das fibras nervosas e uma sincronização do recrutamento das unidades motoras, produzindo grande tensão muscular pela escolha de parâmetros de intensidade e frequência da EENM ótimos para o recrutamento das UM.

Trimble e Enoka (1991) estudaram a ordem do recrutamento das UM após aplicação de EENM sub-motora. Os autores encontraram um padrão de ativação preferencial das UM rápidas, correlacionando também a modulação da população de UM pelo estímulo aferente aplicado.

Binder-McLeod e Gerin (1991) estudaram o efeito da redução da frequência na preservação da força do quadríceps femoral e conseguiram minimizar o efeito da fadiga com esta técnica.

No estudo realizado por Guirro *et al.* (2000), no qual foram comparados os efeitos de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular (um grupo realizou EENM de baixa frequência e ou outro realizou EENM de média frequência) sobre a força isométrica do quadríceps do lado não dominante das voluntárias através da dinamometria, foi possível observar que houve uma variação significativa da força no músculo da coxa, independente do protocolo de estimulação utilizado.

Khaslavskaia e colegas (2001) investigaram o efeito da estimulação elétrica repetitiva do nervo fibular comum associado à resposta motora do tibial anterior eliciada pela estimulação magnética focal do córtex motor. Os autores encontraram um aumento na excitabilidade celular cortical e também associaram a maior resposta após a estimulação elétrica a prováveis mecanismos em regiões subcorticais relacionadas à função motora.

Em um estudo do mesmo ano, Snyder-Makler e colegas (1994) discutiram sobre o potencial da utilização da EENM para recuperação da força após reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) do joelho, um aspecto importante na recuperação funcional desta articulação. Muitos dos pacientes não conseguiam ativar completamente o quadríceps femoral, o que dificultava o processo de fortalecimento deste grupamento muscular. Com a EENM, o quadríceps era ativado independentemente da capacidade volitiva dos pacientes.

Snyder-Makler e colegas (1994) usaram a técnica chamada *burst superimposition*, que consiste em aplicar trens de pulsos de elevada amplitude durante a contração voluntária, para avaliar falha na ativação do quadríceps pelo SNC após a reconstrução do LCA do joelho, os resultados revelaram que ao aplicar o estímulo elétrico supra-máximo, o torque extensor aumentava, revelando uma falha na ativação do quadríceps, podendo estar relacionada a uma inibição do SNC devido ao edema e à dor local na articulação.

Snider-Mackler e colaboradores (1991, 1995) revelaram uma importante correlação entre a força do quadríceps após a reconstrução do LCA e a função cinemática do joelho. Os dados cinemáticos revelaram alterações funcionais na fase de apoio da marcha. Os sujeitos que haviam participado de um programa de EENM para a recuperação da força do quadríceps apresentam uma marcha mais próxima do padrão de normalidade.



## **CAPÍTULO 3**

### **METODOLOGIA**

Neste capítulo, será descrita a metodologia empregada para quantificação dos efeitos do treinamento de força concêntrico através da EENM em indivíduos saudáveis. Descrevem-se os critérios de inclusão e exclusão para participação na pesquisa experimental, os testes no dinamômetro isocinético, o programa de treinamento empregando EENM e os testes estatísticos utilizados para avaliação dos resultados.

#### **3.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA**

No ensaio experimental realizado, participaram vinte (20) sujeitos saudáveis de ambos os gêneros, recrutados por convite verbal, esclarecidos sobre os procedimentos experimentais e, então, assinaram um termo de consentimento (anexo 1) de acordo com as normas e diretrizes éticas e também respeitadas privacidade e confidencialidade. O ensaio experimental proposto pelo presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, sob o registro nº. 904/2006.

Os voluntários foram divididos aleatoriamente em dois grupos: o grupo controle (C), que não participou de nenhum treinamento, e o grupo para o treinamento com EENM chamado estimulação (E).

Ambos os grupos passaram, inicialmente, por um protocolo de avaliação, descrito mais adiante, do torque extensor do joelho direito utilizando a dinamometria isocinética, a fim de se conhecer os níveis de força de cada sujeito, antes e após a aplicação do protocolo de treinamento muscular com a EENM.

#### **3.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO**

Os critérios de inclusão adotados foram: sujeitos entre 18 e 40 anos; ausência de história de afecção prévia na articulação do joelho; não participação em programas de treinamento de força, cárdio-respiratório ou de atividades físicas recreativas com frequência



maior que uma vez por semana, por um período anterior ao estudo de, no mínimo, seis meses.

Os critérios de exclusão adotados foram: não adaptação aos protocolos de testes; intolerância à EENM; dor na articulação do joelho durante o experimento; gravidez; falta nos dias selecionados para as sessões de testes e ou treinamento com a EENM.

### 3.3 DINAMOMETRIA ISOCINÉTICA

Para os testes durante o experimento, utilizou-se um dinamômetro isocinético (figura 22 no anexo 2) da marca Cybex II Norm® (Ronkonkoma, NY), localizado no laboratório de dinamometria isocinética da Clínica do Atleta, em Curitiba, Brasil, onde foi verificado o torque extensor máximo voluntário do joelho produzido pelo quadríceps femoral, nos grupos controle e estimulação, com uma frequência de amostragem de 100 Hz. Os dois testes foram executados com intervalos de 4 semanas.

Antes e após a intervenção com a EENM, os voluntários de ambos os grupos passaram por testes no dinamômetro isocinético, quando foram testados os seguintes parâmetros: torque extensor concêntrico e excêntrico isocinético máximo voluntário, ambos nas velocidades de 60°/s e 120°/s, com intervalo de dois minutos entre cada teste, em cinco tentativas, utilizando uma amplitude de movimento (ADM) de 90° (90° de flexão até 0° na fase concêntrica e 0° até 90° de flexão na excêntrica); e o torque extensor isométrico máximo voluntário (TIMV) a 60° de flexão do joelho.

Os indivíduos fizeram os testes na posição sentada, a 90° de flexão coxofemoral, com o joelho, tronco e coxa direita estabilizados por tiras de contenção do próprio aparelho (figura 11). Ajustadas as condições iniciais de posicionamento, alinhou-se o eixo de rotação do dinamômetro com o eixo articular do joelho no plano sagital (côndilo lateral, próximo à linha articular do joelho, a 90° de flexão), e posicionada a célula de carga na região anterior do terço distal da perna (figura 12).

Com o *software* do dinamômetro, efetuou-se a correção gravitacional da perna para eliminar a influência do peso do segmento nas medidas dos torques. Os valores dos posicionamentos, alinhamentos e correções gravitacionais foram armazenados pelo *software* do dinamômetro para reprodução dos mesmos valores nos testes seguintes (DVIR, 1994).

Todos os voluntários fizeram aquecimento de baixa intensidade no próprio dinamômetro isocinético nos diferentes tipos de contrações e velocidades angulares antes do início dos testes. Realizou-se um treinamento prévio com os sujeitos, no próprio dinamômetro

isocinético, nas modalidades de testes descritas, para a adaptação ao dinamômetro isocinético, e objetivando a execução dos testes em um nível máximo de força.



Figura 11. Posição inicial de testes adotada no dinamômetro isocinético, mostrando os posicionamentos do quadril e do joelho a 90°, vistas de perfil e de frente.

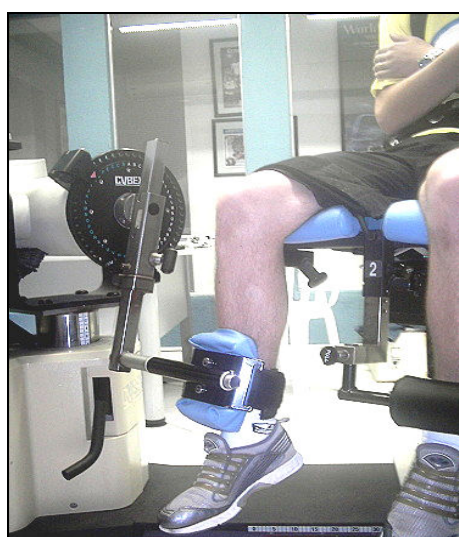


Figura 12. Alinhamento do joelho com o eixo de rotação do dinamômetro.

Após o aquecimento, os sujeitos fizeram as avaliações dos torques concêntricos, excêntricos, em cada velocidade angular e o torque isométrico a 60° de flexão do joelho.

Os torques concêntricos e excêntricos (figura 13), nas duas velocidades angulares, foram medidos, com intervalo de 2 min entre cada teste, em 5 tentativas máximas voluntárias para cada teste, utilizando um arco de movimento (ADM) de 90° (90° de flexão até 0° na fase concêntrica e 0° até 90° de flexão na excêntrica).

Para a avaliação do TIMV a 60° de flexão do joelho (figura 14), foram executadas 3 tentativas de 10s cada, com intervalo de 2 min entre cada tentativa para evitar a fadiga muscular.

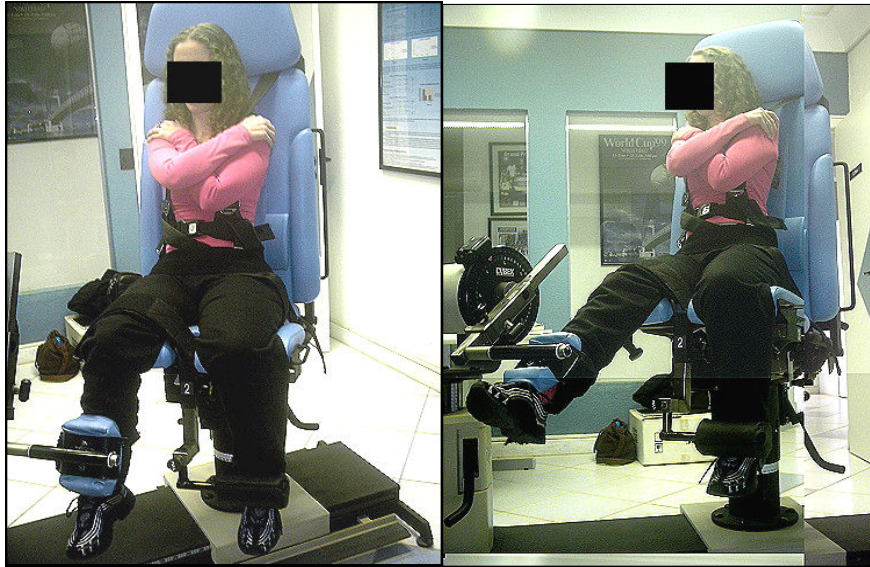


Figura 13. Voluntário executando os testes concêntrico e excêntrico no dinamômetro isocinético.

A amplitude de treinamento da EENM para cada voluntário do grupo E foi obtida após aplicação da EENM no quadríceps femoral até ser produzido 55% ( $\pm$  5%) do TIMV previamente testado, a 60° de flexão do joelho. Esta amplitude foi usada como parâmetro de intensidade inicial do treinamento através da aplicação da EENM e utilizou-se incrementos na amplitude de 5% por semana. Aos voluntários, foi solicitado não contraírem o quadríceps durante a aplicação da EENM. Aqueles que não toleraram a EENM até a intensidade de 55% da TINV foram excluídos do experimento (figura 15).

O posicionamento dos eletrodos para a aplicação da EENM foi o mesmo utilizado para o treinamento, como descrito na próxima sessão. A amplitude de tensão aplicada pelo estimulador elétrico que gerava um torque involuntário de 55% do TIMV foi utilizada como parâmetro inicial de treinamento pela EENM. Aos voluntários, foi solicitado não contrair o quadríceps durante a EENM. Após ajustar a amplitude de tensão para o determinado torque, era anotado seu valor e realizadas mais 2 tentativas para confirmar o parâmetro.

Todos os sujeitos recebiam, durante os testes voluntários, um incentivo verbal “força!” em todas as tentativas, com o objetivo de incentivar os sujeitos a dar o máximo de si durante os procedimentos de testes.

### 3.4 ESTIMULADOR ELÉTRICO E ELETRODOS UTILIZADOS

Utilizou-se um estimulador elétrico de Corrente Russa da marca Bioset® (figura 23 no anexo 2), modelo Phisiotonus Slim, que gera pulsos elétricos bifásicos, de formato retangular,

simétricos, com uma frequência de 2500Hz, modulados em trens de pulsos de 10ms (duração da fase de 200 $\mu$ s), com intervalo de 10ms entre os trens de pulso (trens de pulso a 50Hz), programado para liberar a estimulação por 6s, com 6s de intervalo entre as repetições.

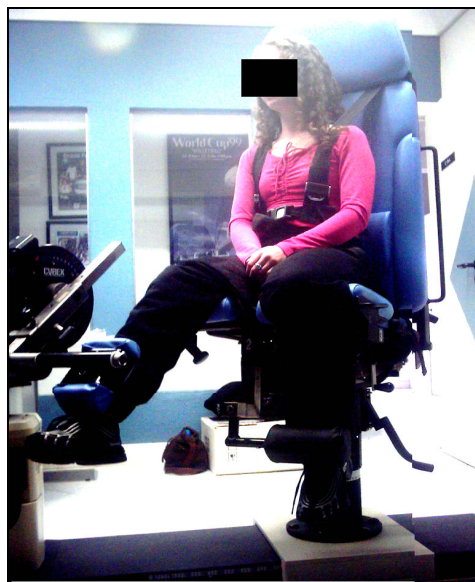


Figura 14. Posição da articulação do joelho para o teste do torque isométrico máximo voluntário (TIMV) a 60° de flexão.



Figura 15. Teste utilizando a EENM para produção involuntária de 55% do torque isométrico máximo voluntário (TIMV), a partir da posição de 60° de flexão do joelho direito.

Foram utilizados dois eletrodos auto-adesivos de 9x5 cm (Chatanooga®), para cada sujeito durante o experimento. Para o contato entre os eletrodos e a pele, foi realizada tricotomia e limpeza com álcool no sítio de aplicação dos eletrodos em cada sessão de treinamento.

Os eletrodos foram posicionados na seguinte disposição: o primeiro eletrodo sobre o trígono femoral na região proximal da coxa, o segundo eletrodo no quadríceps femoral, 5 cm



acima do ápice patelar (figura 16), estando o joelho em total extensão para padronização do posicionamento dos eletrodos. A área de aplicação dos eletrodos foi demarcada com um lápis dermatográfico.



Figura 16. Posicionamento dos eletrodos após tricotomia na coxa direita na região de aplicação, 5 cm acima da patela e na região do trígono femoral.

### 3.5 TREINAMENTO COM A EENM

Os voluntários do grupo E participaram de um protocolo de treinamento executado no Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER) situado na Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR) e na Clínica Escola da Faculdade Evangélica do Paraná.

O protocolo de treinamento consistiu de contrações do quadríceps femoral realizadas de forma involuntária a partir da aplicação da EENM na posição sentada numa maca. A estimulação elétrica foi aplicada durante 4 semanas, 3 vezes por semana, com um volume diário de 4 séries de 15 contrações do quadríceps femoral, com 6 s de duração cada contração, um intervalo de 6 s entre cada contração evocada pela EENM e um tempo de repouso de 2 min entre as séries, visando a fase neural do treinamento de força (GONDIN *et al.*, 2005).

O movimento executado através da aplicação da EENM na posição sentada foi de 90° do ADM aproximadamente, a partir da flexão do joelho em 90° até a extensão completa.

A intensidade inicial utilizada foi de 55% do TIMV ( $\pm 5$ ). Solicitou-se aos voluntários a não realizarem contrações voluntárias dos agonistas e antagonistas durante a EENM.

### 3.6 AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS DO ESTIMULADOR ELÉTRICO UTILIZADO

O estimulador elétrico utilizado no estudo não apresenta o valor da tensão de saída em seu visor. Ao pressionar a tecla “intensidade” para incremento da tensão do canal escolhido, o *display* do aparelho apenas mostra uma graduação de intensidade que vai de 0 a 10 unidades arbitrárias. Devido a essa dificuldade, optou-se pela avaliação proposta por Morales (2003), com o objetivo de se conhecer a tensão aplicada em cada sujeito do grupo EENM.

O ensaio foi realizado em conformidade com os padrões propostos pelas Normas IEC 601-1 e IEC 601-2-20. A bancada para os ensaios era composta de um osciloscópio digital da marca Tektronix, modelo TDS 210 e um circuito para simular cargas biológicas (figura 17).

Para a realização do roteiro de testes, foram respeitadas as prescrições das normas IEC 601-1, indicando que as condições de temperatura ambiente durante a realização dos ensaios devem permanecer dentro da faixa de 15 ° C a 35° C e a umidade relativa do ar entre 45% a 75%. Os valores permaneceram dentro da faixa estabelecida pela norma referida.

No estimulador elétrico, posiciona-se o controle de intensidade no valor mínimo e monitora-se a forma de onda de saída por meio de um osciloscópio. Nas condições descritas, medem-se os valores de tensão, corrente, frequência e duração de pulso e *bursts*; e verifica-se a forma de onda (indiretamente, através da amostra de tensão sobre o resistor R3, representado na parte inferior da figura 17), por meio do osciloscópio. Esse procedimento é repetido até alcançar o valor máximo da amplitude de saída do equipamento.

Para obtenção dos dados com a rede em 127 V (valor nominal da rede), utilizou-se um estabilizador de tensão para garantir a exatidão das medidas.

### 3.7 TRATAMENTO DOS DADOS

Os resultados obtidos no estudo foram expressos por médias, medianas, valores próximos e desvios padrões. Para avaliar o efeito do treinamento, foram calculadas as diferenças relativas entre a medida das variáveis antes e depois do treinamento. Para comparar os grupos controle e estudo (exercício) em relação às variáveis avaliadas, aplicou-se o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. As comparações entre as avaliações antes e depois do treinamento, dentro de cada grupo, foram feitas aplicando-se o teste não-paramétrico de Wilcoxon. Valores de  $p < 0,05$  indicam significância estatística.

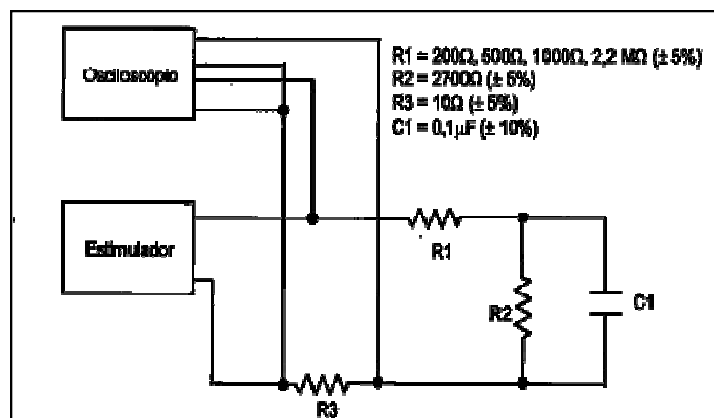


Fig.17. Circuito de testes para o estimulador elétrico (Morales, 2003).

## CAPÍTULO 4

### RESULTADOS

Nesse capítulo, apresentam-se os resultados da aplicação do protocolo experimental utilizado para quantificação das variáveis analisadas nesta pesquisa, ou seja, a distribuição dos voluntários entre os grupos e suas características antropométricas; a avaliação dos parâmetros do estimulador elétrico utilizado e a amplitude de tensão aplicada nos voluntários durante o uso da EENM; e os valores das médias dos torques isométricos, concêntricos e excêntricos dos grupos experimentais.

#### 4.1 AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS DO ESTIMULADOR ELÉTRICO

Os valores encontrados na avaliação do estimulador elétrico estão de acordo com as variações possíveis relatadas pelo fabricante ( $\pm 10\%$ ).

A frequência encontrada foi de 2500 ( $\pm 2$ ) Hz, com saída máxima em tensão de 122V (quando utilizado o resistor R3 com valor de 1k $\Omega$ , na figura 17), e sua forma de onda bifásica retangular. Para chegar ao máximo de saída do estimulador, foram necessários 120 toques no controle de níveis de ajuste do parâmetro intensidade (figura 18).

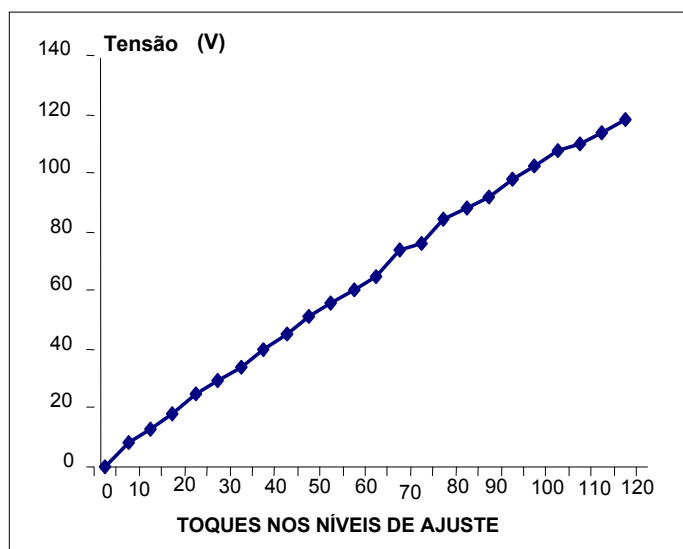


Figura 18. Relação entre tensão de saída (V) e níveis de ajuste do parâmetro intensidade do estimulador.



## 4.2 AMOSTRA

Completaram o estudo 17 voluntários dos 20 iniciais. No grupo C, 2 sujeitos não completaram os testes e no grupo E, 1 sujeito não tolerou a amplitude da EENM e foi excluído do experimento. A tabela 1 mostra a distribuição dos voluntários nos grupos em relação ao gênero.

Tabela 1. Distribuição de gênero entre grupos.

GÊNERO	CONTROLE	ESTIMULAÇÃO
Feminino	5 (62,50%)	6 (66,67%)
Masculino	3 (37,50%)	3 (33,33%)
Total	8	9

Não houve diferenças significativas entre as variáveis idade, massa e altura quando comparados os 2 grupos, como apresentados na tabela 2.

Tabela 2. Características antropométricas dos voluntários. Os valores são expressos pela média ( $\pm$  DP).  
Valor de significância  $p < 0,05$  (Mann-Whitney).

GRUPO	IDADE (anos)	MASSA (kg)	ALTURA (m)
C (n=8)	26,13 ( $\pm$ 2,90)	64,63 ( $\pm$ 12,25)	1,68 ( $\pm$ 0,10)
E (n=9)	24,89 ( $\pm$ 3,62)	61,67 ( $\pm$ 13,67)	1,67 ( $\pm$ 0,11)
Valor de $p$	0,481	0,743	0,963

## 4.3 VALOR DA TENSÃO UTILIZADA PARA O TREINAMENTO COM A EENM

A tensão inicial usada para o treinamento dos sujeitos do grupo EENM foi em média de 58 ( $\pm$ 11,76)V, variando entre 42V e 74V (figura 19). As amplitudes aplicadas para cada sujeito foram utilizadas para produzir 55% ( $\pm$ 5%) do TIMV durante os testes no dinamômetro isocinético (Figura 20).

## 4.4 TORQUE ISOMÉTRICO MÁXIMO VOLUNTÁRIO (TIMV) DO JOELHO DIREITO A 60° DE FLEXÃO

O grupo treinado pela EENM obteve um aumento de 24% ( $\pm$ 16,46) do TIMV após a intervenção contra 2,07% no grupo controle, apresentando uma diferença significativa na comparação (figura 21) entre os grupos ( $p = 0,002$ ).

Quando comparadas as diferenças médias dos torques dentro dos grupos (tabela 3), o grupo controle não apresentou diferença antes e depois da intervenção ( $p=0,327$ ), já o grupo E mostrou diferença estatística antes e após intervenção ( $p=0,011$ ).

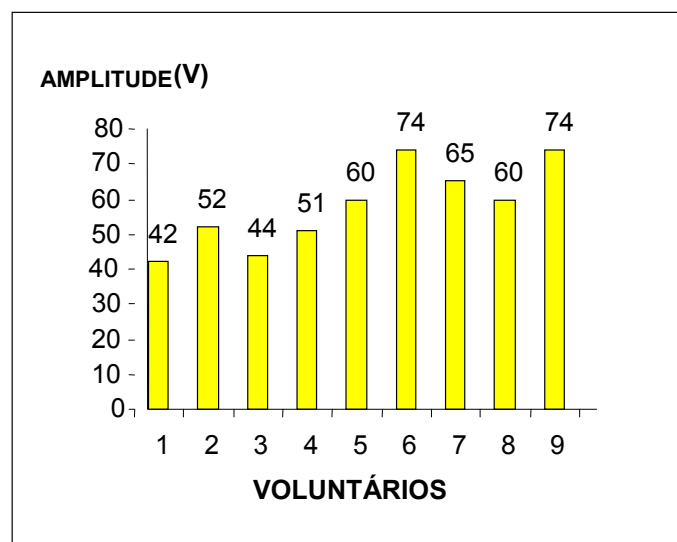


Figura 19. Amplitude da tensão inicial para o treinamento do Grupo E.

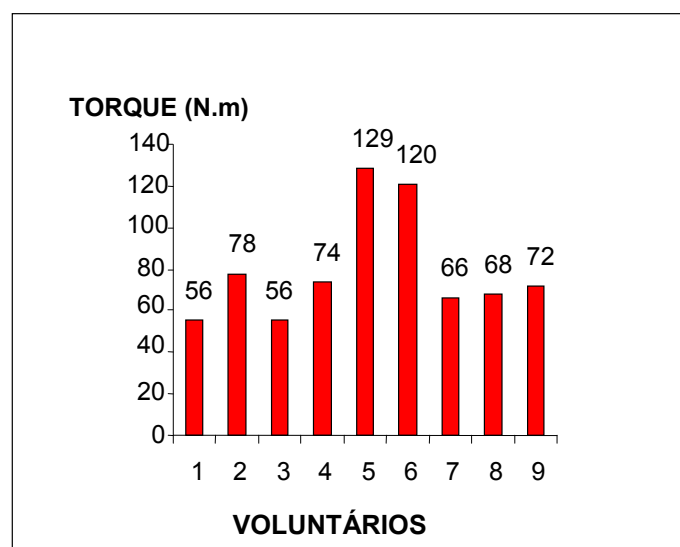


Figura 20. Torque inicial de treinamento para cada voluntário do grupo estimulação, utilizado como parâmetro de intensidade de treinamento a 55% do torque isométrico máximo voluntário (TIMV) evocado pela EENM.

Tabela 3. Valor do torque isométrico máximo voluntário (TIMV), em newton.metro (N.m), a 60° de flexão do joelho direito, antes e após o treinamento com a EENM. Os valores expressos na média ( $\pm$  DP) e diferença. \* denota diferença significativa entre grupos, † denota diferença significativa intra-grupos com valor de  $p < 0,05$ .

GRUPO	TIMV pré-teste (N.m)	TIMV pós-teste (N.m)	Diferença Média (N.m)	Diferença % Média
C (n=8)	166,00 ( $\pm$ 61,30)	170,13 ( $\pm$ 65,84)	4,13	2,07
E (n=9)	145,22 ( $\pm$ 48,27)	175,67 ( $\pm$ 43,33)	30,45	24 * †

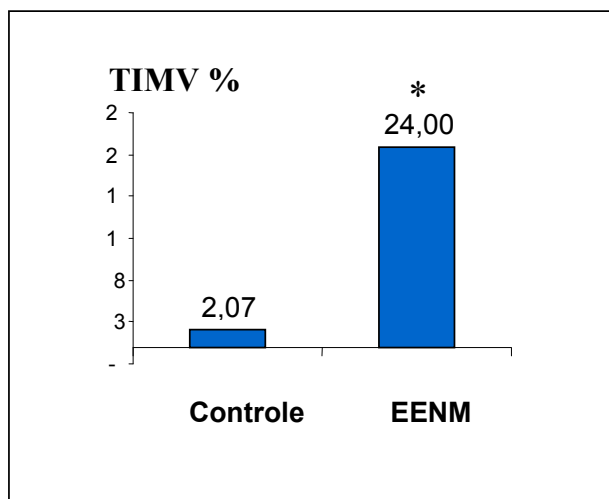


Figura 21. Diferença percentual entre grupos do TIMV após 4 semanas.

#### 4.5 TORQUE EXTENSOR ISOCINÉTICO CONCÊNTRICO MÁXIMO VOLUNTÁRIO DO JOELHO DIREITO A 60°/s E 120°/s

Não houve diferenças significativas entre os grupos nesta modalidade de torques nas duas velocidades de avaliação. Quando comparadas as diferenças médias dos torques dentro dos grupos, o grupo C não apresentou diferença para antes e depois da intervenção a 60°/s ( $p=1,00$ ) e 120°/s ( $p=0,779$ ); já o grupo estimulação indicou diferença estatística a 120°/s ( $p=0,008$ ) mas em relação a 60°/s, não houve diferença ( $p=0,484$ ), como descrito nas tabelas 4 e 5.

Tabela 4. Torque extensor isocinético concêntrico máximo voluntário a 60°/s, em newton.metro (N.m), antes e após o treinamento com a EENM. Os valores são expressos na média ( $\pm$  DP) e diferença.

\* denota diferença significativa entre grupos, † denota diferença significativa intra-grupos com valor de  $p < 0,05$ .

GRUPO	Concêntrico 60°/s Pré-teste (N.m)	Concêntrico 60°/s Pós-teste (N.m)	Diferença Média (N.m)	Diferença % Média
C (n=8)	151,63 ( $\pm$ 63,75)	148,13 ( $\pm$ 55,52)	3,5	-0,40
E (n=9)	124,22 ( $\pm$ 40,38)	127,78 ( $\pm$ 36,94)	3,5	3,94

Tabela 5. Torque extensor isocinético concêntrico máximo voluntário a 120°/s, em newton.metro (N.m), antes e após o treinamento com a EENM. Os valores são expressos na média ( $\pm$  DP) e diferença.

\* denota diferença significativa entre grupos, † denota diferença significativa intra-grupos com valor de  $p < 0,05$ .

GRUPO	Concêntrico 120°/s Pré-teste(N.m)	Concêntrico 20°/s Pós-teste (N.m)	Diferença Média (N.m)	Diferença % Média
C (n=8)	124,75 ( $\pm$ 50,48)	122,75 ( $\pm$ 46,15)	2,0	-0,43
E (n=9)	101 ( $\pm$ 32,97)	107,11 ( $\pm$ 32,94)	6,11	+6,69 †

#### 4.6 TORQUE EXTENSOR ISOCINÉTICO EXCÊNTRICO MÁXIMO VOLUNTÁRIO DO JOELHO DIREITO A 60°/s E 120°/s

O pico de torque excêntrico a 60°/s do grupo estimulação apresentou um aumento médio de 27,47% ( $\pm 22,38$ ) e o grupo controle apenas 0,11% ( $\pm 9,84$ ), com uma diferença significativa ( $p=0,002$ ) entre os grupos (tabela 6).

Não houve diferença significativa entre os grupos na velocidade de 120°/s ( $p=0,423$ ). Quando comparadas as diferenças médias dos torques dentro dos grupos (tabela 7), o grupo controle não apresentou diferença antes e depois da intervenção a 60°/s ( $p=0,483$ ) e 120°/s ( $p=0,093$ ), já o grupo estimulação demonstrou diferença estatística a 60°/s ( $p=0,008$ ) e a 120°/s ( $p=0,021$ ).

Tabela 6. Torque extensor isocinético excêntrico máximo voluntário a 60°/s, em newton.metro (N.m), antes e após o treinamento com a EENM. Os valores são expressos na média ( $\pm$  DP) e diferença.

\* denota diferença significativa entre grupos, † denota diferença significativa intra-grupos com valor de  $p < 0,05$ .

GRUPO	Excêntrico 60°/s Pré-teste (N.m)	Excêntrico 60°/s Pós-teste (N.m)	Diferença Média (N.m)	Diferença % Média
C (n=8)	164,13 ( $\pm 70,73$ )	166,63 ( $\pm 82,39$ )	2,5	0,11
E (n=9)	155,44 ( $\pm 67,45$ )	189,78 ( $\pm 62,28$ )	34,35	27,47 * †

Tabela 7. Torque extensor isocinético excêntrico máximo voluntário a 120°/s, antes e após o treinamento com a EENM. Os valores são expressos na média ( $\pm$  DP) e diferença.

\* denota diferença significativa entre grupos, † denota diferença significativa intra-grupos com valor de  $p < 0,05$ .

GRUPO	Excêntrico 120°/s Pré-teste (N.m)	Excêntrico 120°/s Pós-teste (N.m)	Diferença Média (N.m)	Diferença % Média
C (n=8)	151,88 ( $\pm 64,00$ )	163,63 ( $\pm 73,07$ )	11,75	8,11
E (n=9)	167,67 ( $\pm 60,84$ )	188,44 ( $\pm 60,58$ )	20,77	14,39 †



## **CAPÍTULO 5**

### **DISCUSSÃO**

Nesse capítulo, discutem-se os resultados obtidos com o treinamento dinâmico aplicando a EENM, comparando-os com os de outros estudos. Também são abordados os possíveis mecanismos de adaptação da força muscular pela EENM.

#### **5.1 SOBRE OS VOLUNTÁRIOS**

Os resultados revelam uma distribuição homogênea entre os grupos em relação ao gênero, havendo a mesma proporção de homens e mulheres nos grupos. De acordo com Fry e Newton (2004), os processos de adaptação no treinamento de força para homens e mulheres são idênticos. A força absoluta dos membros inferiores é equiparada entre os gêneros quando expressa em relação à massa magra e a AST.

Não foram encontradas diferenças entre os grupos na média das idades e das variáveis antropométricas de peso e altura.

#### **5.2 SOBRE O ESTIMULADOR ELÉTRICO**

Devido à falta de informações sobre os valores da amplitude da tensão de saída do estimulador elétrico utilizado no presente estudo, a utilização do circuito de teste (figura 17) proposto por Morales (2003) para ensaios e avaliações de estimuladores elétricos, baseados nas normas IEC 601-1 (1994) e IEC 601-2-10 (1997), foi fundamental, propiciando conhecer a amplitude da tensão ao variar o parâmetro intensidade do estimulador elétrico. Com isso, determinou-se experimentalmente a amplitude da tensão aplicada para produzir 55% do TIMV em cada sujeito como parâmetro inicial de treinamento. O conhecimento da amplitude de estimulação é um importante dado segundo Currier e Mann (1983), sendo utilizado para comparação de estudos sobre a EENM.

O estimulador elétrico apresentou uma variação linear (figura 18) em sua amplitude de tensão de saída. De acordo com Robinson e Snidler-Makler (2001), muitos estimuladores elétricos possuem características de controle de amplitude não-lineares.

### 5.3 SOBRE A METODOLOGIA EMPREGADA

A metodologia empregada no presente estudo mostrou-se segura e de simples aplicação. A maioria dos voluntários adaptou-se às demandas dos procedimentos de teste e ao treinamento com a EENM rapidamente.

A utilização da intensidade de treinamento obtida através do teste isométrico (estático), como base para o treinamento dinâmico (concêntrico), foi uma alternativa necessária para o controle da intensidade da aplicação da EENM relacionada aos torques individuais dos voluntários do grupo estimulação; com isso, obteve-se um parâmetro inicial para o treinamento muscular dinâmico evocado pela EENM. Essa metodologia ainda não foi relatada na literatura, até o nosso conhecimento.

Durante os procedimentos de testes e EENM, foram relatadas algumas importantes considerações pelos sujeitos de ambos os grupos. Todos os sujeitos relataram dor na região anterior da coxa durante as atividades diárias, após os testes máximos no dinamômetro isocinético, de intensidade leve a moderada, com duração média de 1 a 3 dias após os testes.

Alguns sujeitos do grupo estimulação apresentaram um padrão de dor parecido após o início do treinamento com a EENM, que se prolongava até segunda ou terceira sessão de treinamento. As observações feitas pelos sujeitos do estudo estão de acordo com as considerações de Lieber e Friedén (2001) sobre o início do aparecimento da dor e da relação à componente excêntrica dos testes. De acordo com Nosaka, Newton e Sacco (2002), a dor experimentada no início do exercício excêntrico produz um efeito protetor contra danos musculares em exercícios excêntricos subseqüentes.

A maior parte dos indivíduos do grupo estimulação relatou uma sensação de “formigamento” sob a área de aplicação dos eletrodos após a aplicação da EENM, com duração entre 15 e 30 min, após o final da sessão de treinamento.

A variável escolhida para avaliação da força isométrica máxima foi o TIMV a 60°, que é utilizado para avaliação da força máxima do joelho em vários estudos. Em um estudo usado como referência, Ruiters, Kooistra e Paalman *et al.*, 2004, investigaram a capacidade de desenvolvimento do torque e ativação do quadríceps femoral, cujos resultados revelaram 60° como uma posição articular em que a relação entre torque e ativação era máxima, quando comparada aos ângulos articulares de 30° e 90°.

## 5.4 SOBRE OS RESULTADOS APÓS O TREINAMENTO COM A EENM

Verificou-se nesta pesquisa que a EENM aplicada ao quadríceps femoral, evocando contrações concêntricas involuntárias a 55% da TIMV, promove aumentos significativos na força isométrica, excêntrica e em menor magnitude na força concêntrica após 12 sessões divididas em quatro semanas. A falta de alterações na força do grupo controle corroboram com esta afirmação.

No presente estudo, observou-se um aumento significativo no TIMV a 60° de flexão do joelho do grupo estimulação, após treinamento com a EENM, de 24%, tanto intra-grupo como entre-grupos. O mesmo ocorreu no pico de torque excêntrico a 60°/s, com um aumento de 27,47% para o grupo E, os valores das médias do grupo controle nessas velocidades de testes mais baixas apresentaram poucas diferenças no teste e no re-teste, revelando, com isso, uma maior facilidade de adaptação aos testes de força isocinética em baixas velocidades e no teste isométrico.

O pico dos torques concêntrico e excêntrico a 120°/s do grupo estimulação, somente apresentou diferença sigficativa quando comparados os valores médios de antes e após intervenção dentro do próprio grupo (+6,69% e +14,39%, respectivamente); porém, não houve diferenças quando comparados os grupos, como exemplo, o grupo controle apresentou um aumento de 8,11% no teste excêntrico a 120°/s (tabela 7). O aumento no grupo controle, ainda que não significativo, no teste excêntrico a 120°/s, revelou uma dificuldade de adaptação à maior velocidade na fase excêntrica, o que sugere que houve um efeito de aprendizagem segundo Naricci *et al.* (1989) ou os sujeitos não conseguiram na média uma performance máxima esperada.

O resultado do aumento do TIMV obtido nos experimentos está em conformidade com Selkowitz (1985), que encontrou um aumento médio de 44,01% do TIMV dos extensores do joelho a 60° de flexão, treinando isometricamente com a EENM na mesma posição do teste. Todavia, Currier e Mann (1983) não encontraram aumento na força dinâmica, quando testada em velocidades progressivas. Os autores encontraram um aumento médio de 61,7% da força isométrica do quadríceps femoral após treinamento com a EENM, esta aplicada isoladamente ou concomitante ao exercício volitivo, o que discorda do presente estudo, que revelou aumentos nos torques concêntricos e excêntricos. Contudo, o treinamento do estudo de Currier e Mann (1983) foi evocado de forma isométrica, o que o difere do experimento proposto nessa dissertação, executado de forma dinâmica.

Os regimes de treinamentos e testes usados com a EENM, independente da sobreposição ao exercício volitivo, foram por contrações isométricas (KREMER e SEMPLE,



1983), diferentemente do experimento apresentado nesta dissertação. Os resultados dos estudos que aplicaram a EENM para o fortalecimento muscular de forma isométrica, utilizando a mesma posição articular do joelho para treinamento e teste ( $60^\circ$ ) em sujeitos saudáveis, demonstram ganhos semelhantes na força pelo treinamento com a ENMM ou a EENM com exercícios sobrepostos.

O treinamento utilizado no presente estudo foi executado de forma dinâmica, usando a contração concêntrica eliciada pela EENM a partir de  $90^\circ$  de flexão até a extensão completa do joelho, o que o diferencia dos estudos mencionados, em relação ao tipo do treinamento.

Durante o treinamento, na contração involuntária evocada pela EENM, havia uma componente isométrica associada ao protocolo proposto. Ao final do arco de movimento, na extensão completa, a articulação do joelho mantinha-se em extensão ( $0^\circ$ ) por alguns segundos após a excursão de aproximadamente  $90^\circ$  durante a aplicação dos 6s de estimulação elétrica em cada repetição. Não foi testado o torque nesta posição articular, apesar do importante componente isométrico no treinamento.

Com relação aos resultados encontrados no presente estudo, constatou-se aumento significativo na média do TIMV a  $60^\circ$ , que denota uma importante transferência de força da ação treinada (concêntrica) ou da componente isométrica em  $0^\circ$  (extensão completa) ou uma interação de ambos.

O protocolo de treinamento proposto ao grupo E revelou importante aumento da força isométrica a partir de um treinamento concêntrico eliciado pela EENM. Os processos adaptativos de origem neuromusculares como a maior ativação dos agonistas, sejam pelo recrutamento de UM ou pelo aumento da descarga neural via fluxo cortical, o treinamento seletivo das fibras do tipo II e da população de UM rápidas, podem ser responsáveis em parte, pelo aumento da força isométrica, segundo Maffiuletti, Pensini e Martin (2002). Duchateau e Hainaut (1984 e 1988) concluíram que mudanças intracelulares são produzidas como consequência do treinamento com a EENM, com pelo menos seis semanas de treinamento com a EENM.

Trimble e Enoka (1991) apresentam evidências de que a EENM pode alterar a ordem de recrutamentos das UM e o tipo de UM a ser ativada. Essas alterações podem ser atribuídas, segundo os autores, à ativação direta de axônios motores de grande diâmetro e por via reflexa, relacionada à ativação de aferentes cutâneos, durante a aplicação da EENM, que fariam uma modulação na ativação da UM, o que se pode considerar como um dos mecanismos associados aos aumentos da força do grupo estimulação.

Holtermann *et al.* (2005) apresentam achados que refutam o aumento da ativação do agonista nos ganhos iniciais após treinamento de força voluntário, o padrão de ativação dos

músculos tibial anterior, sóleo, gastrocnêmio e extensor longo dos dedos não se alteraram após o treinamento de força. Estes autores sugerem que outros estudos devem ser conduzidos para explicar o aumento da força inicial após o treinamento de força voluntário.

Os mesmos indicadores de possíveis mecanismos de adaptação citados podem ser empregados para explicar o aumento do pico de torque excêntrico na velocidade de  $60^\circ/\text{s}$  do grupo estimulação do presente estudo, resultado que discorda de Currier e Mann (1983), que não encontraram ganhos nas condições dinâmicas de testes em diversas velocidades. Naquele estudo foi utilizada a contração isométrica produzida pela EENM como método de treinamento, o que difere do ensaio experimental do presente estudo, que utilizou o treinamento concêntrico evocado a partir da aplicação da EENM.

No presente estudo, além do incremento do TIMV, ocorreu um aumento nos torques concêntricos e excêntricos máximos voluntários, apresentando concordância a alguns trabalhos (Maffiuletti, Cometti, Amiridis, Martin, Chatard, 2000 e Colson, Martin, and Van Hoecke, 2000) e em parte com o estudo de Maffiuletti, Pensini e Martin (2002), que após quatro semanas de treinamento isométrico com EENM encontraram aumentos na força isométrica e excêntrica após treinamento utilizando a EENM, mas não encontraram aumentos na força concêntrica após treinamento de 4 semanas com a aplicação da EENM nos flexores plantares em sujeitos saudáveis, o que discorda deste estudo, já que houve um pequeno, porém significativo aumento do torque concêntrico a  $120^\circ/\text{s}$ . Os aumentos na força excêntrica foram obtidos em duas velocidades testadas, e os autores relacionaram os aumentos na força isométrica e excêntrica com um significativo acréscimo na atividade eletromiográfica nessas duas modalidades de contração, a  $60^\circ/\text{s}$  e  $120^\circ/\text{s}$ .

Deve ser levado em consideração que o protocolo de treinamento proposto neste ensaio experimental, evocou a contração concêntrica por meio da EENM, o que também difere do estudo de Maffiuletti, Pensini e Martin (2002) cujo treinamento ativado involuntariamente através da EENM foi isométrico.

Estes autores investigaram alguns mecanismos responsáveis por estes efeitos, e referem que os processos adaptativos de origem neuromuscular como a maior ativação dos agonistas, seja pelo recrutamento de UM ou pelo aumento do fluxo cortical descendente e o treinamento seletivo das fibras do tipo II e da população de UM rápidas, podem ser responsáveis em parte, pelo aumento da força isométrica e excêntrica, relacionado às melhoras obtidas com um aumento na atividade elétrica voluntária máxima durante a ação isométrica e excêntrica, porém não na ação concêntrica após o treinamento com a EENM. Os autores relacionam o incremento no recrutamento seletivos das UM do tipo II para explicar o

aumento do torque excêntrico após o treinamento com ENMM ou na taxa de descarga neural após a EENM.

No estudo de Higbie *et al.* (1996), compararam-se os efeitos do treinamento voluntário concêntrico e excêntrico na força, AST e ativação neural. Observou-se um aumento das forças excêntrica e concêntrica após treinamento concêntrico e somente aumento da força excêntrica quando os indivíduos fizeram o treinamento excêntrico. Foi observado também que após o treinamento, o sinal de EMG do grupo de treinamento excêntrico aumentou nas ações excêntricas (especificidade) e não apresentou mudanças quando testada a ação concêntrica. Esses autores sugeriram que há uma dificuldade de transferência do treinamento excêntrico para a força concêntrica e a necessidade de ações concêntricas para o incremento dessa força, o que concorda com Enoka (1996), que relatou que o SNC possui estratégias de ativação diferentes das UM durante as contrações concêntricas e excêntricas.

No grupo experimental estimulação, houve um aumento da força concêntrica significativa a 120°/s intra-grupo; porém, se comparados com o aumento médio isométrico (+24%) e excêntrico a 60°/s (+27,47%), observa-se um aumento bem menor no pico de torque concêntrico a 120°/s (6,69%), após o experimento.

Correlacionando os achados do estudo de Higbie *et al.* (1996) com o presente estudo, verificam-se semelhanças nos ganhos da força excêntrica através do treinamento concêntrico; porém, contrasta com o menor ganho de força concêntrica. Uma possibilidade de explicação da menor magnitude do aumento na força concêntrica e aumento da força excêntrica, no presente estudo, pode residir no padrão de ativação de UM de alto limiar nas ações excêntricas voluntárias (NARDONE, ROMANO e SCHIEPPATI, 1889).

No ensaio experimental apresentado nesta dissertação, o treinamento foi realizado de forma involuntária pela EENM, que recruta preferencialmente as UM de alto limiar durante sua aplicação (TRIMBLE e ENOKA, 1991). Este treinamento pode ter facilitado a ativação dessas UM, melhorando com isso o desempenho excêntrica dos voluntários do grupo estimulação após o período de treinamento com a EENM.

A velocidade de execução do treinamento pode influenciar na geração de força nas ações musculares (PEREIRA e GOMES, 2003), principalmente a ação concêntrica, segundo Dvir, 1994. Apesar da velocidade de extensão da perna não ter sido avaliada, observou-se uma rápida extensão durante as contrações involuntárias.

Durante os testes concêntricos, a velocidade de execução foi controlada (60°/s e 120°/s), diferentemente dos movimentos de extensão da perna, no treinamento do grupo estimulação. O grupo estimulação treinou com a perna livre, estendendo-se durante a

aplicação da EENM sem controle da velocidade. A diferença entre as velocidades dos testes e do treinamento, pode ter influenciado os resultados dos testes concêntricos.

Dellito e Snider-Makler (1990) propuseram uma teoria que diferencia os mecanismos pelos quais a força pode ser produzida pela aplicação da EENM, diferentemente dos processos de treinamento volitivos que utilizam a sobrecarga externa de resistência progressiva como estímulo essencial para ganhos na força muscular. Os mecanismos estariam relacionados às diferenças fisiológicas da contração muscular involuntária pela EENM, tais como a inversão da hierarquia de recrutamento das fibras musculares e a seletividade pelas fibras do tipo II. No presente estudo, a falta de utilização de resistência externa durante as contrações eliciadas pela EENM demonstra um forte apoio para essa teoria, já que a perna estava livre durante as contrações concêntricas involuntárias.

Uma observação deve ser feita se for levado em conta que Currier (1979), Currier e Mann (1983), Selkowitz (1985), Snider-Makler, Delitto e Bailey (1994), Guirro *et al*, 2000, ao utilizarem a contração isométrica eliciada pela EENM do quadríceps femural e dos flexores plantares (MAFFIULETTI, PENSINI e MARTIN, 2002) como treinamento de força, mantinham o segmento do tornozelo do membro treinado dos sujeitos presos ao dinamômetro ou a outro aparato para manutenção da articulação do joelho na posição desejada para treinamento.

Quando se aplicou a EENM durante o treinamento nos estudos citados, o dinamômetro ou o aparato que mantinha a articulação na mesma posição aplicou uma resistência externa (estática) ao segmento proporcional ao torque gerado. A presente constatação deve ser levada em conta, tendo em vista que alguma relação poderia haver entre os ganhos de força relatados por esses autores e a resistência estática.

## **5.5 SUGESTÕES PARA NOVOS TRABALHOS**

Novos estudos devem ser feitos na tentativa de se elucidar os mecanismos de adaptação à aplicação da EENM para o treinamento de força muscular, utilizando-se diferentes formas de onda e frequências de estimulação para a obtenção da contração involuntária, assim como um número maior de voluntários.

Pode-se controlar a velocidade da contração muscular durante a aplicação da EENM, com o objetivo de eliminar os efeitos dessa variável nas diferentes ações musculares, com o uso do dinamômetro isocinético ou outro aparato que controle a velocidade de execução do

movimento treinado, bem como, utilizar as diferentes ações musculares evocadas pela aplicação.

O controle da velocidade do segmento durante a aplicação da EENM, poderia revelar informações a respeito dos processos de transferência de força em diferentes velocidades de treinamento nas ações musculares, bem como comparar seus efeitos com o treinamento de força voluntário nessas condições controladas.

Para um maior entendimento dos mecanismos de transferência da força entre ações musculares a partir do treinamento com a EENM e suas possíveis interações com o SNC na geração e controle da tensão muscular, devem-se empregar outros instrumentos de medição, tais como o uso da eletromiografia de superfície, que pode revelar informações importantes a respeito do recrutamento das UM, seu comportamento no domínio da frequência e a aplicação da técnica de avaliação da ativação das UM chamada *burst superimposition*, com o objetivos de avaliar-se a ativação das UM durante as contrações associadas à aplicação da EENM.

Para quantificação dessas variáveis fisiológicas e ou mecânicas, será necessária a criação de novos delineamentos experimentais que possam revelar algumas respostas a esses questionamentos.

Um outro ponto de aplicação dos resultados do treinamento dinâmico através da aplicação da EENM seria o uso do protocolo proposto em populações de pacientes que sofreram disfunção da força muscular originada no sistema nervoso central, a partir de lesões ou após recuperação de processos cirúrgicos do sistema músculo esquelético.

## CAPÍTULO 6

### CONCLUSÕES

Para atingir o objetivo principal desse estudo, foi demonstrado que a EENM aplicada ao quadríceps femoral, evocando contrações concêntricas involuntárias em 4 semanas de treinamento, promove aumentos significativos na força isométrica, excêntrica e concêntrica. Existem poucas referências disponíveis na literatura em relação à produção de força dinâmica a partir da utilização da EENM.

Com relação à intensidade de treinamento proposta (55% do TIMV), o treinamento concêntrico evocado pela aplicação da EENM nessa intensidade mostrou ser um estímulo suficiente para o aumento da força do quadríceps femoral após 4 semanas iniciais do treinamento de força com a EENM.

O efeito da aplicação da EENM para o fortalecimento muscular no modelo apresentado nesse ensaio experimental, revelou um aumento significativo dos torques concêntrico, excêntrico e isométrico nos voluntários do grupo estimulação, indicando que EENM pode ser uma importante ferramenta na ativação volitiva das UM, principalmente nas UM de alto limiar, revelado pelo aumento significativo do torque excêntrico nas duas velocidades testadas, que produzem maiores níveis de tensão muscular como encontradas nas ações excêntricas.

Após análise dos dados obtidos nos testes, observou-se a transferência de força obtida por intermédio do treinamento concêntrico gerado pela EENM para as ações excêntrica e isométrica. O protocolo de treinamento utilizado mostrou-se eficaz para a melhora do desempenho muscular do quadríceps femoral, através da observação do comportamento dos torques isométrico, concêntrico e excêntrico obtidos nos testes de dinamometria isocinética antes e após treinamento com a EENM. A falta de alterações na força do grupo controle corroboram com esta afirmação.

Os mecanismos associados à magnitude transferência dos efeitos do treinamento concêntrico através da EENM para a contração voluntária máxima concêntrica ainda precisam ser esclarecidos.

O aumento da força muscular do quadríceps femoral treinado pela EENM no modelo utilizado no presente estudo indica ser uma interessante estratégia de treinamento no desempenho muscular em diferentes tipos de ações musculares e em diferentes velocidades de encurtamento. As ações musculares que geram os movimentos humanos executados nas

atividades diárias, recreativas, laborais e desportivas possuem características dinâmicas por natureza, nas quais encontram-se nos movimentos, combinações dessas ações musculares em diversas velocidades de execução e níveis de força, específicas à tarefa motora executada.

Estes achados são importantes para o entendimento dos aspectos neuro-mecânicos da função muscular, da utilização da EENM no fortalecimento muscular, da transferência de força entre as ações musculares.

A aplicação da EENM nos processos de recuperação da força muscular pode ser uma ferramenta terapêutica importante na reabilitação de indivíduos que sofreram alterações na capacidade de geração de força muscular de origem músculo-esquelético ou pela inabilidade do SNC recrutar, de forma eficiente, as unidades motoras dos grupamentos musculares, podendo ser aplicada no tratamento fisioterapêutico das lesões desportivas, nas disfunções neurológicas e em outras áreas relacionadas à prática da fisioterapia.

Em síntese: apresentou-se uma revisão sobre o treinamento de força e seus mecanismos de adaptação, os efeitos da aplicação da EENM para o aumento da força muscular evocando contrações isométricas e uma nova metodologia para verificar os efeitos do treinamento concêntrico evocado pela EENM no comportamento dos torques isométricos, concêntrico e excêntrico em diferentes velocidades angulares do joelho direito. Foram apresentados os resultados dos experimentos e discutiram-se as alterações encontradas na força muscular do quadríceps femoral direito dos sujeitos submetidos ao protocolo de treinamento com a EENM, bem como, os possíveis mecanismos de adaptação.

Uma importante observação sobre a metodologia utilizada refere-se à utilização do circuito de teste descrito por Morales (2003). Tal metodologia de avaliação apresentou-se como uma ferramenta importante e de fácil aplicação, para avaliação do desempenho de estimuladores elétricos utilizados experimentalmente ou na prática clínica, proporcionando ensaios padronizados e limites mínimos de confiabilidade de utilização desses equipamentos.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAM, A., DE LUCA C. J. Recruitment order of motor units in human vastus lateralis muscle is maintained during fatiguing contractions. **J Neurophysiol**, n. 90, p. 2919-2927, 2003.

AKIMA, H., TAKAHASHI, H., KUNO, S., MASUDA, K., SHIMOJO, H., ANNO, I., ITAL, Y. e KATSUTA, S. Early phase adaptations of muscle use and strength to isokinetic training. **Med Sci Sports Exerc**, v. 31, n. 4, p. 588 - 594, 1999.

ALON, G., Mc COMBE, S. A., KOUTSANTONIS, S. Comparison of the effects of electrical stim and exercise on abdominal musculature. **Jornal Orthop Sports Phys Ther**, n. 8, p. 567 - 573, 1987.

BARROSO, R., TRICOLI, V., UGRINOWITSCH, C. Adaptações neurais e morfológicas ao treinamento de força com ações excêntricas. **R. bras. Ci e Mov**, v. 13, n. 2, p. 111-1222, 2005.

BASMAJIAN, J. V. **Electro-fisiologia de la Acción Muscular**. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 1976.

BINDER-MACLEOD, S. A., GUERIN, T. Preservation of force output through progressive reduction of stimulation frequency on human quadriceps femoris muscle. **Physical Therapy**, v.70, n.10, p. 619-25. 1990.

BROOKS, G. A. FAHEY, T. D. WHITE, T. P BALDWIN, K. M. **Exercise physiology: human bioenergetics and its application**. Mountain View: Mayfield, 2000.

CHENG, H. A., ROMBERGS, R. A., LETELLIER, J. P., CAPRIHAN, A., ICENOGLE, M. V., HASELER, L. J. Changes in muscle proton transverse relaxation times and acidosis during exercise and recovery. **J Appl Physiol**, n. 79, p. 1370-1378, 1995.



CHESTNUT, J. L. DOCHERTY, D. The effect of 4 and 10 repetitions maximum weight-training protocols on neuromuscular adaptations in untrained men. **J of Strength and Conditioning Research**, v. 13, n. 4, p. 353-359, 1993.

COLSON S, MARTIN A, AND VAN HOECKE J. Re-examination of training effects by electrostimulation in the human elbow musculoskeletal system. **Int J Sports Med**, n. 21, p. 281-288, 2000.

COSTILL, D. L. COYLE, E. F. FINK, W. F. LESMES, G. R. WITZMAN, FA. Adaptations in skeletal muscles following strength training. **J Appl Physiol**, n. 46, p. 96-99, 1979.

CURRIER, D. P., LEHMAN, J. E LIGHTFOOT, P. Electrical stimulation in exercise of the quadriceps femoris muscle. **Physical Therapy**, v. 59, n. 12, p. 1508-1512, 1979.

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

DACKO, S. Revisão de fisiologia. In: Nelson, R. M., Hayes, K. W. e Currier, D. P. (Eds.) **Eletroterapia Clínica**, São Paulo: Manole, 2003.

DELITTO, A., SNIDER-MAKLER, L. Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulation. **Physical Therapy**, n. 70, p. 158-164, 1990.

DELITTO, A., SNYDER-MACKLER, L., ROBINSON, A. J. Estimulação elétrica do músculo: técnicas e aplicações. In: Robinson, A. J. e Snyder-Mackler, L. (Eds.) **Eletrofisiologia Clínica: Eletroterapia e Teste Eletrofisiológico**. Porto Alegre: Artmed, 2001.

DUCHATEAU, J., HAINAUT, K. Training effects of sub-maximal electrostimulation in a human muscle. **Med Sci Sports Exerc**, v. 20, n. 1, p. 99-104, 1988.

DVIR, Z. **Isokinetics: testing, interpretation and clinical applications**. New York: Churchill Livingstone, 1994.

EL HAWARY, R., STANISH, W. D., CURWIN, S. L. Rehabilitation of tendon injuries in sport. **Sport Med Sci**, v. 24, n. 5, p. 348-358, 1997.

ENOKA, R. M. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. **J Appl Physiol**, v. 81, n. 6, p. 2339–2346, 1996.

ENOKA, R. M. **Neuromechanics of Human Movement**. 3rd ed. Champaign: Human Kinetics, 2002.

FOSS, M. L., KETEYIAN, S. J. **Bases Fisiológicas do exercício e do esporte**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

FRY, A. C., NEWTON, R. U. Uma breve historia do treinamento de força, princípios básicos e conceitos. In: Kraemer, W. J., Hakkinen, K. (Eds.). **Treinamento de Força para o Esporte**. Porto Alegre: Artmed, p. 15-32, 2004.

FLECK, S. J., KRAEMER, W. J. **Designing Resistance Training Programs**. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1997.

FLECK S., KRAEMER W. J. **Fundamentos do Treinamento de Força Muscular**. Porto Alegre: Artmed, 1999.

FITZGERALD, G. K.; PIVA, S. R.; IRRGANG, J. J. A modified neuromuscular electrical stimulation protocol for quadriceps strength training following anterior cruciate ligament reconstruction. **J Orthop Sports Phys Ther**, n. 33, p. 492-501, 2003.

FRIEDÉN, J., LIEBER, R. L. Eccentric exercise-induced injuries to contractile and cytoskeletal muscle fiber components. **Acta Physiol Scand**, n. 171, p. 321-326, 2001.

GONDIN, J., GUETTE, M., BALLAY, Y., MARTIN, A. Electromyostimulation training on neural drive and muscle architecture. **Med Sci Sports Exerc**, v. 37, n. 8, p. 1291-1299, 2005.

GUIRRO, R., NUNES, C. V., DAVINI, R. Comparação dos efeitos de dois protocolos de estimulação elétrica sobre a força muscular isométrica do quadríceps. **Rev Fisioter Univ São Paulo**, v.7, n.1, p. 10-15, 2000.

GUYTON, A. C. E HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.

JONES, D. A. Strength of skeletal muscle and the effects of training. **Br Med Bull**, n. 48, p. 592-604, 1992.

KRAEMER, W. J., HÄKKINEN, K. **Treinamento de Força para o Esporte**. Porto Alegre: Artmed, p. 33-48, 2004.

HALBACK, J. W. STRAUSS, D. Comparison of electro-myoelectric stimulation to isokinetic power of the knee extensor mechanism. **J Orthop Sports Phys Ther**, n. 2: p. 20-24, 1980.

HIGBIE, E. J., CURETON, K. J., WARREN III, G. L., PRIOR, B. M. effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area and neural activation. **J Appl Physiol**, v. 81, n.5, p. 2173-2181, 1996.

HOLTERMANN A., ROELEVELD K., VEREIJKEN B., ETTEMA G. Changes in agonist EMG activation level during MVC cannot explain early strength improvement. **Eur J Appl Physiol**, n. 94, p. 593-60, 2005.

KIM C. M., ENG J. J. The relationship of lower extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. **Physical Therapy**, n. 83, p. 49-57, 2003.

KHASLAVSKAIA, S., LADOUCCER, M., SINKLAER. T. Increase in tibialis anterior motor cortex excitability following repetitive electrical stimulation of the common peroneal nerve. **Exp Brain Res**, n. 145, p. 309-315, 2002.

KOMI P.V. **Strength and Power in Sport**. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992.

KRAMER, J. F., SEMPLE, J. E. Comparison of selected strengthening techniques for normal quadriceps. **Physiother Can**, n. 35, p. 300-304, 1983.

LAUGHMAN, R. K. YODAS, J. W. GARRET, T. R. Strength Changes in Normal Quadriceps Femoris as Results of Electrical Stimulation: **Physical Therapy**, n. 63, p. 494-499, 1983.

LIEBER, R. L. E KELLY, M. J. Factors influencing quadriceps femoris muscle torque using transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. **Physical Therapy**, v. 71, n. 10, p. 715-721, 1991.

LIEBER R. L. **Skeletal Muscle Structure, Function & Plasticity**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

LOW, J., REED, A. **Eletroterapia Explicada: princípios e prática**. São Paulo: Manole, 2001.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociências: Fundamentos para a Reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

MAFFIULETTI N. A., COMETTI G., AMIRIDIS I. G., MARTIN A., CHATARD J. C. The effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jump ability. **Int J Sports Med**, n. 21, p. 437-443, 2000.

MAFFIULETTI, N. A., PENSINI, M., MARTIN, A. Activation of human plantar flexor muscles increases after electromyostimulation training. **J Appl Physiol**, n. 92, p. 1383-1392, 2002.

MCARDLE, W. D., KATCH, F. I. E KATCH, V. L. **Fisiologia do Exercício: energia, nutrição e desempenho humano**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

MINAMOTO, V. B. Classificação e adaptações das fibras musculares: uma revisão. **Fisioterapia e pesquisa**, v. 12, n° 3, p. 50-55, 2005.

MORALES, R. C. Proposta de ensaios e avaliação de estimuladores elétricos neuromusculares. **Dissertação de mestrado**, CEFET-PR, Brasil, 2003.

MORITANI, T. DEVRIES, H. A. Neural factors versus hypertrophy in time course of muscles strength gain. **Am J Phys Med**, n. 58, p. 115-131, 1979.

MORITANI, T. DEVRIES, H. Potential for gross muscle hypertrophy in older men. **J Gerontol**, n. 35, p. 672-682, 1980.

MORITANI, T. Time course of adaptations during strength and power training. In: Komi, P. V. (Ed.), **Strength and Power in Sport**. Oxford: Blackwell Scientific Publications, p. 266-278, 1992.

NARDONE, A., ROMANO, C., SCHIEPPATI, M. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. **J of Physiol**, n. 409, p. 451-471, 1989.

NARICI, M.V., ROT, G. S., LANDONI, L., MINETTI, A. E., CERETELLI, P. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. **Eur J Appl Physiol**, n. 59, p. 310-319, 1989.

NELSON, R. M., HAYES, K. W., CURRIER, D. P. **Eletroterapia Clínica**. Barueri, SP: Manole, 2003.

IEC 601-1. Equipamento eletromédico. Parte 1. Prescrições gerais para segurança, nov. 1994.

IEC 601-2-10. Equipamento eletromédico. Parte 2. Prescrições particulares para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular, out. 1997.

NOSAKA, K., NEWTON, M., SACCO, P. Responses of human elbow flexor muscles to electrically stimulated force lengthening exercise. **Acta Physiol Scand**, v. 174, n. 2, p. 137-145, 2002.

PEREIRA M. I. R.; GOMES P. S. C. Testes de força e resistência muscular: confiabilidade e predição de uma repetição máxima - Revisão e novas evidências. **Rev Bras Med Esporte**, v. 9, n. 5, p. 336-346, 2003.

REEVES N. D., MAGANARIS C. N., NARICI M. V. Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size (short communication). **Eur J Appl Physiol**, n. 91, p. 116–118, 2004.

ROBINSON, A. J., SNYDER-MACKLER, L., **Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico**. Porto Alegre: Artmed, 2001.

DE RUITER, C. J., KOOISTRA, R. D., PAALMAN, M. I., DE HAAN, A. Initial phase of maximal voluntary and electrically stimulated knee extension torque development at different knee angles. **J Appl Physiol**, v. 97, p. 1693-1701, 2004.

SALE, D. G. Neural adaptations to strength training. In: Komi, P. V. (Ed.). **Strength and Power in Sport**. Oxford: Blackwell Scientific Publications, p. 249-265, 1992.

SANDERS, M., SANDERS, B. Mobilidade: treinamento ativo-resistido. In: Gould III, A. (Ed.), **Fisioterapia na ortopedia e medicina do esporte**. São Paulo: Manole, p. 213-225, 1993.

SELKOWITZ, D. M. Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. **Physical Therapy**, v. 65, n. 2, p. 186-96, 1985.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M., H. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. Barueri, São Paulo: Manone, 2003.

SNYDER-MACKLER, L., LADIN, Z., SCHEPSIS, A. A., YOUNG, J. C. Electrical stimulation of the thigh muscles after reconstruction of the anterior cruciate ligament. Effects of electrically elicited contractions of the quadriceps and hamstrings muscles on gait and strength of the thigh muscles. **J Bone Joint Surg**, v. 73, p. 1025-1036, 1991.

SNYDER-MACKLER, L., DE LUCA, P., WILLIAMS, P. R., EASTLACK, M. E., BARTOLOZZI, A. R. Reflex inhibition of the quadriceps femoris muscle after injury or reconstruction of the anterior cruciate ligament. **J Bone Joint Surg**, v. 76-A, n. 4, p. 555-560, 1994.

SNYDER-MACKLER, L.; DELITTO, A.; BAILEY, S. L. STRALKA, S. W. Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of anterior cruciate ligament. A prospective, randomized clinical trial of electrical stimulation. **J Bone Joint Surg**, v. 77-A, n. 8, p. 1166-1173, 1995.

TRIMBLE, M. H. ENOKA, R. M. Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. **Physical Therapy**, n. 71, p. 273-282, 1991.

VAZ, M. A., HERZOG, W., MACINTOSH, B. Mecanismos de vibrações musculares durante contrações isométricas voluntárias e eletricamente estimuladas de músculo esquelético humano. **Congresso Brasileiro de Biomecânica**, p. 465-72, 1997.

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

WARD A. R., SHKURATOVA N. Russian electrical stimulation: the early experiments. **Physical Therapy**, n. 82, p. 1019–1030, 2002.

WOLF, S. L., GIDEON, B. A., SAAR, D. The effect of muscle stimulation during resistive training on performance parameters. **Am J Sports Méd**, n. 14, p. 18-23, 1986.

## ANEXO 1

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar de um estudo intitulado: **Estimulação elétrica Neuromuscular na Produção da Força Muscular no Exercício Dinâmico**. É através das pesquisas clínicas que ocorrem os avanços na medicina e a sua participação é de fundamental importância.

A justificativa para a realização desse estudo é que este pretende ser utilizado para observar o possível desenvolvimento da força muscular do quadríceps femoral utilizando a Estimulação elétrica Neuromuscular (EENM), a fim de produzir contrações musculares pelo recrutamento de unidades motoras para que seja efetivo no incremento da força muscular em todo o arco de movimento treinado utilizando as contrações concêntricas e excêntricas deste grupamento muscular eliciadas somente pela EENM, ao contrário do que o treinamento isométrico poderia obter.

Os objetivos dessa pesquisa são Estabelecer parâmetros de utilização da EENM para o treinamento de força muscular utilizando um arco de movimento funcional dinâmico do quadríceps femoral com contrações eliciadas pelas EENM, nas fases concêntrica e excêntrica do movimento de extensão de joelho.

Caso você participe da pesquisa, será necessário comparecer aos treinamentos.

O treinamento consta da utilização da EENM para produzir as contrações involuntárias do quadríceps femoral direito em 4 séries de 15 repetições de 6 segundos de contração, que serão realizados 3x/semana durante 4 semanas. Será utilizada a dinamometria isocinética para avaliação da força muscular antes e após o período de treinamento.

Ao término do treinamento será verificado se houve um aumento na força muscular do grupo treinado com a EENM e sua especificidade.

O número estimado de participantes é de 30 sujeitos.

Com o treinamento utilizando a EENM, você poderá experimentar alguns desconfortos relacionados à passagem da corrente elétrica através da pele, entretanto, você é quem determinará o máximo tempo que conseguirá realizar a técnica, e que solicitará o fim do mesmo, a não ser em situações em que o pesquisador perceba qualquer indício de alteração, o que o fará interrompê-lo imediatamente.

Não haverá riscos envolvendo seu treinamento.

Os benefícios esperados são trazer um conhecimento sobre a aplicação da EENM na produção de força nas contrações musculares dinâmicas e sua futura possibilidade da aplicação em protocolos de tratamento em disfunções músculo-esqueléticas que necessitem de melhora da força muscular como parte do tratamento proposto.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pelo mesmo. O principal pesquisador é o professor Dr. Pécy Nohama, que poderá ser encontrada no endereço: R. Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho, Curitiba. Tel. (41) 32711567 Se você tiver alguma dúvida sobre a ética em pesquisa: Conselho de Ética em Pesquisa da PUC de Curitiba no telefone (41) 3271-2292.

Estão garantidas todas as informações que você queira, antes, durante e depois do estudo. A sua participação neste estudo é voluntária. Você tem a liberdade de recusar a participar do estudo, ou se aceitar, retirar seu consentimento a qualquer momento. Este fato não implicará na interrupção de seu atendimento, que está assegurado.

As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelo pesquisador e fisioterapeuta e pelas autoridades legais, no entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida.

Todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa NÃO são da responsabilidade dos sujeitos voluntários.



Pela sua participação no estudo você NÃO receberá qualquer valor em dinheiro. Quando os resultados forem publicados, não aparecerá seu nome e sim um código. Durante o estudo você não deverá se submeter a outro tipo de treinamento físico. Ao pesquisador cabe o compromisso de utilizar os dados e o material coletado somente para esta pesquisa.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo “**Estimulação elétrica Neuromuscular na Produção da Força Muscular no Exercício Dinâmico**”.

Ficaram claros para mim quais são os objetivos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é voluntária.

Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que possa ter adquirido, ou no meu atendimento nesse Serviço.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do voluntário

Data:    /    /    .

\_\_\_\_\_  
Assinatura da testemunha

Data: \_\_/\_\_/ \_\_ .

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste voluntário para a participação neste estudo.

\_\_\_\_\_  
Pesquisador

Data: \_\_/\_\_/ \_\_ .

## **RESUMO**

A proposta deste estudo foi avaliar o comportamento da produção da força muscular do quadríceps femoral unilateral (torque isométrico, concêntrico e excêntrico), nas velocidades angulares de 60°/s e 120°/s, após 4 semanas de treinamento concêntrico com a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) para produção das contrações musculares involuntárias em sujeitos saudáveis relativas à 50% do torque isométrico máximo voluntário extensor do joelho (3x por semana, 4 séries de 15 repetições com duração de 6 segundos cada). Participaram deste estudo 20 sujeitos saudáveis, divididos aleatoriamente em 2 grupos: o grupo controle (C) que não participaram de nenhum treinamento e o grupo (E) para o treinamento concêntrico com a EENM. Os torques máximos isométrico, concêntrico e excêntrico nas duas velocidades citadas, foram medidos em um dinamômetro isocinético com intervalo de 4 semanas. Após o treinamento observou-se um aumento médio do torque isométrico à 60° do grupo E (+24,0%,  $p=0,002$ ) e do torque excêntrico à 60°/s (+27,47%,  $p=0,002$ ) em relação ao controle (+2,07% e +0,11%, respectivamente). Os resultados sugerem que a utilização da EENM pode ser uma importante ferramenta no incremento da força nos períodos iniciais do treinamento de força em condições dinâmicas.

## **PALAVRAS-CHAVE**

Eletroestimulação, torque, treinamento muscular, dinamometria, exercício excêntrico.

## **ÁREA/SUB-ÁREA DO CONHECIMENTO**

- 3.13.00.00-6: Engenharia Biomédica
- 3.13.01.00-2: Bioengenharia
- 3.13.01.03-7: Modelagem de Sistemas Biológicos
- 4.08.00.00-8: Fisioterapia e Terapia Ocupacional

2007

N. 463

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)