



Pontifícia Universidade Católica do Paraná

LILIAN FALLER

**MECANOMIOGRAFIA COMO TÉCNICA DE DETECÇÃO DE FADIGA
MUSCULAR DURANTE A APLICAÇÃO DA
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR (EENM)**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
TECNOLOGIA EM SAÚDE
PUCPR**

PUCPR

**CURITIBA
2007**

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

LILIAN FALLER

**MECANOMIOGRAFIA COMO TÉCNICA DE DETECÇÃO DE
FADIGA MUSCULAR DURANTE A APLICAÇÃO DA
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR (EENM)**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
TECNOLOGIA EM SAÚDE
PUCPR**

**CURITIBA
2007**

LILIAN FALLER

**MECANOMIOGRAFIA COMO TÉCNICA DE DETECÇÃO DE
FADIGA MUSCULAR DURANTE A APLICAÇÃO DA
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR (EENM)**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da PUCPR como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama.

**CURITIBA
2007**

F194m Faller, Lilian
2007 Mecanomiografia como técnica de detecção de fadiga muscular durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) / Lilian Faller ; orientador, Percy Nohama. -- 2007.
x, 100 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2007
Bibliografia: f. 85-97

1. Mecanografia. 2. Fadiga muscular. 3. Estimulação neural. 4. Estimulação elétrica. I. Nohama, Percy. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. III. Título.

CDD 20. ed. – 651.26

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	iv
LISTA DE TABELAS	vi
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS.....	vii
RESUMO	ix
ABSTRACT	x
CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO	1
1.1 Caracterização do Problema.....	1
1.2 Objetivos	4
1.3 Estrutura da Dissertação.....	5
CAPÍTULO 2: FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	7
2.1 Função do Músculo Esquelético.....	7
2.1.1 Estrutura do músculo esquelético.....	8
2.1.2 Base estrutural da contração e relaxamento muscular.....	10
2.1.3 Fisiologia da contração muscular.....	11
2.1.4 Processo de contração muscular.....	14
2.1.5 Propriedades dos músculos	15
2.2 Unidade Motora	16
2.3 Terminologia das Contrações Musculares.....	16
2.4 Terminologia Funcional da Atividade Muscular	18
2.5 Força Muscular	18
2.5.1 Contrações musculares de força diferente – a somação da força	19
2.5.1.1 Somação por fibras múltiplas	19
2.5.1.2 Somação por tetanização	20
2.6 Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM).....	22
2.6.1 Introdução a EENM.....	22
2.6.2 Aplicação de estimulação elétrica nos tecidos	24
2.6.3 Utilização da EENM	26
2.7 Fadiga Muscular	27
2.8 Métodos de Avaliação da Fadiga Muscular.....	28
2.8.1 Eletromiografia de Superfície (EMGs)	29
2.8.1.1 Relação entre EMG e força muscular.....	30
2.8.1.2 Relação entre EMG e fadiga muscular na contração voluntária e com EENM	30
2.8.2 Mecanomiografia (MMG).....	31
2.8.2.1 Relação entre MMG e força muscular.....	33
2.8.2.2 Relação entre MMG e fadiga muscular.....	34
2.8.2.3 Tipos de sensores utilizados na mecanomiografia	35
2.8.2.4 Eixos do acelerômetro	35
2.8.3 Dinamometria Isocinética.....	36
CAPÍTULO 3: METODOLOGIA.....	39

3.1 Testes de Bancada.....	39
3.2 Ensaio de Conformidade com o Estimulador	40
3.3 Elaboração do Protocolo Experimental.....	41
3.4 Aplicação do Protocolo Experimental de EENM	44
3.4.1 Amostra.....	44
3.4.2 Aquecimento na bicicleta ergométrica e posicionamento no dinamômetro isocinético	44
3.4.3 Avaliação Isocinética	45
3.4.4 Potencialização a 10% da CVM	46
3.4.5 Ensaio de Estimulação	46
3.5 Sistema de Aquisição de Sinais de MMG	47
3.6 Captação do Sinal de MMG e de Torque.....	50
3.7 Análise Estatística.....	52
CAPÍTULO 4: RESULTADOS	55
4.1 Resultados dos Testes de Bancada	55
4.2 Resultados do Ensaio de Conformidade com o Estimulador	56
4.3 Resultados da Aplicação do Protocolo Experimental	59
4.3.1 Força gerada a partir da estimulação elétrica.....	60
4.3.2 Significância dos eixos	60
4.3.3 MMG_{MPF}	61
4.3.4 MMG_{RMS}	63
4.3.5 Torque	64
4.3.6 Relação entre MMG_{MDF} , MMG_{RMS} e torque	66
CAPÍTULO 5: DISCUSSÃO	69
5.1 Sobre a Metodologia.....	69
5.1.1 Método de avaliação	69
5.1.2 Protocolo de EENM.....	76
5.2 Sobre os Resultados.....	78
5.3 Sugestões para Futuros Trabalhos.....	82
CAPÍTULO 6: CONCLUSÕES	83
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	85
APÊNDICE I: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	99
APÊNDICE II: APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA.....	101

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Diagrama de organização do músculo esquelético em repouso, desde o nível macroscópico até o molecular.....	9
FIGURA 2 -	Estrutura das miofibrilas.....	10
FIGURA 3 -	Base estrutural das alterações no comprimento do músculo durante a contração e no relaxamento.....	11
FIGURA 4 -	Potencial de repouso da membrana.....	12
FIGURA 5 -	Despolarização e repolarização.....	13
FIGURA 6 -	Passagem de um impulso nervoso.....	13
FIGURA 7 -	Representação de uma unidade motora.....	17
FIGURA 8 -	Força de contração com relação ao aumento da freqüência de estimulação para uma contração voluntária.....	21
FIGURA 9 -	Número de contrações realizadas com sucesso com relação à freqüência de estimulação utilizada.....	21
FIGURA 10 -	Acomodação do nervo para três pulsos elétricos aplicados com velocidades de subida diferentes.....	23
FIGURA 11 -	Relação entre freqüência e largura de pulso.....	23
FIGURA 12 -	Aplicação da técnica de estimulação ponto motor.....	24
FIGURA 13 -	Posicionamento dos eletrodos de estimulação transcutânea.....	25
FIGURA 14 -	Tensão e corrente nos tecidos resultantes dos pulsos aplicados.....	25
FIGURA 15 -	Formato da onda M.....	31
FIGURA 16 -	Exemplo de sinal de MMG, no domínio do tempo e no da freqüência.....	33
FIGURA 17 -	Evolução da MPF do sinal de EMG e de MMG com o aumento da fadiga para os músculos bíceps e braquirradial.....	34
FIGURA 18 -	Direção da aceleração medida por acelerômetro triaxial.....	36
FIGURA 19 -	Realização do teste com vibrador mecânico utilizando um gerador de freqüências.....	40
FIGURA 20 -	Estimulador Elétrico.....	42
FIGURA 21 -	Posicionamento do voluntário para avaliação isocinética.....	45
FIGURA 22 -	Posicionamento dos eletrodos de estimulação e do acelerômetro, durante o relaxamento e na contração do músculo quadríceps femoral.....	46
FIGURA 23 -	Eixos do acelerômetro.....	48
FIGURA 24 -	Diagrama de blocos da placa do acelerômetro e dos filtros.....	48
FIGURA 25 -	Fases da placa de aquisição.....	49
FIGURA 26 -	Diagrama de blocos da aquisição dos sinais de MMG e de torque.....	49
FIGURA 27 -	Tela de registro do <i>software</i>	51
FIGURA 28 -	Tela principal do <i>software</i> de aquisição.....	51
FIGURA 29 -	Tela de visualização do sinal de MMG e de torque, utilizado para selecionar o intervalo de tempo desejado e para gerar planilha Excel.....	52
FIGURA 30 -	Diagrama de blocos da análise dos dados.....	54
FIGURA 31 -	Sinais captados pelo acelerômetro a partir da geração da vibração a 20 Hz e a 40 Hz, respectivamente.....	56
FIGURA 32 -	Forma de onda da corrente de 100Hz obtido utilizando o osciloscópio.....	57

FIGURA 33 -	Forma de onda da corrente de 50Hz obtido utilizando o osciloscópio.....	57
FIGURA 34 -	Resultados do teste de conformidade do estimulador para a frequência de 100Hz.....	59
FIGURA 35 -	Resultados do teste de conformidade do estimulador para a frequência de 50Hz.....	59
FIGURA 36 -	Porcentagem da CVM alcançada pelos voluntários durante as fases de potencialização (limite de 10% da CVM) e do ensaio de estimulação (limite de 30% da CVM).....	60
FIGURA 37 -	Sinais de MMG dos 3 eixos do acelerômetro em um mesmo intervalo de tempo.....	61
FIGURA 38 -	Média dos valores de MMG_{MPF} de todos os voluntários e linha de tendência.....	62
FIGURA 39 -	Derivada da linha de tendência dos valores de MMG_{MPF}	62
FIGURA 40 -	Média dos valores RMS de todos os voluntários e linha de tendência.....	63
FIGURA 41 -	Derivada da linha de tendência dos valores de MMG_{RMS}	64
FIGURA 42 -	Média dos valores de torque de todos os voluntários e linha de tendência.....	65
FIGURA 43 -	Valores de torque de todos os voluntários e linha de tendência.....	65
FIGURA 44 -	Derivada da linha de tendência dos valores de torque.....	66
FIGURA 45 -	Média dos três parâmetros avaliados (unidade arbitrária) e linha de tendência.....	67
FIGURA 46 -	Anatomia da região anterior da coxa.....	72

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Relação entre valor máximo de aceleração e sensibilidade do acelerômetro.....	35
TABELA 2 - Protocolo de aquecimento, avaliação isocinética e ensaio de EENM.....	43
TABELA 3 - Relação dos valores de largura de pulso regulados pelo equipamento e o valor real de saída.....	58
TABELA 4 - Relação dos valores de frequência regulados pelo equipamento e o valor real de saída.....	58

LISTA DE ABREVIATURAS

AACD	– Associação de Assistência à Criança Deficiente
ATPase	– adenosina trifosfato
CVM	– Contração voluntária máxima
EDF	– <i>European Data Format</i>
EENM	– Estimulação Elétrica Neuromuscular
EMG	– Eletromiografia
EMGs	– Eletromiografia de superfície
GR	– Glicolítica rápida
IBGE	– Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
FES	– <i>Functional Electrical Stimulation</i>
IMC	– Índice de massa corporal
MMG	– Mecanomiografia
MMG _{MPF}	– <i>Mean power frequency</i> do sinal de mecanomiografia
MMG _{pp}	– Valor pico a pico do sinal de mecanomiografia
MMG _{RMS}	– <i>Root mean square</i> do sinal de mecanomiografia
MPF	– <i>Mean power frequency</i>
Nm	– Newton metros
OL	– Oxidativa lenta
ORG	– Oxidativo rápido-glicolítico
RMS	– <i>Root mean square</i>
SNC	– Sistema Nervoso Central
Vrms	– Valor <i>root mean square</i>

RESUMO

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma técnica vastamente utilizada para a obtenção de movimentos funcionais, em indivíduos que apresentam déficit motor e não conseguem realizar a contração muscular voluntária. Porém, a instalação da fadiga ocorre de maneira mais rápida durante a contração muscular provocada por EENM se comparada à contração voluntária, havendo a necessidade de monitoração da ação muscular durante sua aplicação. Nesta pesquisa, estuda-se a aplicabilidade da mecanomiografia (MMG) durante a aplicação da EENM, visando avaliação da fadiga muscular periférica decorrente da aplicação dessa técnica. Um sistema de aquisição de sinais mecanomiográficos e um protocolo experimental foram desenvolvidos. Durante os ensaios *in vivo*, a EENM foi aplicada em 10 voluntários saudáveis e sedentários e, simultaneamente, adquiriram-se os sinais de MMG (amplitude e frequência) e de torque (amplitude), que foram processados e mostrados no computador. Os resultados encontrados indicam que a mecanomiografia pode ser utilizada como técnica de monitoração de fadiga. Porém, apenas o parâmetro relacionado à amplitude do sinal mostrou correlação com a redução do torque gerado nessa situação.

Palavras-Chaves: mecanomiografia, estimulação elétrica neuromuscular, fadiga muscular.

ABSTRACT

Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is a widely used technique for evoking functional movements in individuals that present motor deficit and do not get to accomplish the voluntary muscular contraction. However, the installation of fatigue happens in a faster way during the muscular contraction provoked by NMES if compared to the voluntary contraction, having the need of monitoring the muscular action during its application. In this research, it is studied the applicability of the mechanomyography (MMG) during the application of NMES, seeking for the evaluation of the peripheral muscular fatigue due to the application of that technique. An acquisition system for mechanomyographic signal and an experimental protocol were developed and applied. During *in vivo* tests, NMES was yielded on 10 healthy and sedentary volunteers and simultaneously the MMG (magnitude and frequency parameters) and torque (magnitude parameter) signals were acquired, processed and displayed on the computer. The results indicate that mechanomyography can be used as a technique for monitoring fatigue. However, only the parameter related to the magnitude of the MMG signal showed correlation to the reduction of the torque generated in that situation.

Key Words: mechanomyography, neuromuscular electrical stimulation, muscular fatigue.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Atualmente, a população brasileira abrange 170 milhões de pessoas. Destas, 14,5% são portadoras de alguma deficiência (aproximadamente 24,65 milhões de pessoas com deficiência, sendo 937.463 pessoas com deficiência física do tipo paraplegia, tetraplegia ou hemiplegia permanente) (IBGE, 1991). O número de pessoas tetraplégicas ou paraplégicas por lesão de medula espinhal vem aumentando significativamente nas últimas décadas e atualmente estima-se que cerca de 30 a 40 pessoas/milhão/ano sofrem lesão medular, o que equivale no Brasil a aproximadamente 6.000 novos casos por ano (AACD, 2007). Este dramático aumento é devido principalmente a lesões traumáticas (80%) provocadas por ferimentos por arma de fogo, acidentes automobilísticos, mergulhos e quedas (AACD, 2007).

Nos casos de lesão medular, os pacientes dependem de tratamento através de fisioterapia e equipamentos que auxiliem na recuperação de possíveis funções perdidas (SENE, 2003). Muitos são os estudos realizados com a finalidade de desenvolver técnicas, dispositivos e equipamentos capazes de promover melhoras fisiológicas para os pacientes com lesão medular, como é o caso da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) (MALEZIC & HESSE, 1995).

1.1 Caracterização do Problema

A estimulação elétrica neuromuscular é uma técnica em que se aplica a corrente elétrica para evocar contrações musculares e produzir movimentos funcionais em indivíduos com doenças neurológicas ou para promover fortalecimento muscular para melhora do desempenho físico (TEPAVAC & SCHWIRTLICH, 1997; RUITER *et al.*, 2004; CHOU *et al.*, 2005).

A EENM é também conhecida mundialmente como estimulação elétrica funcional (*Functional Electrical Stimulation* - FES), e vem sendo aplicada em pacientes paraplégicos com objetivo de produzir a contração de músculos paralisados, manter o tônus muscular, ou promover atividades na posição ortostática e movimentos deambulatórios. O avanço das estratégias estimulatórias permite que o lesado medular adote a posição ortostática e deambule durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular, com o auxílio de órteses (MALEZIC & HESSE, 1995; TEPAVAC & SCHWIRTLICH, 1997; ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001). Essa técnica tem mostrado efeitos terapêuticos promissores para desenvolvimento da força e resistência musculares (CHEN & YU, 1997).

Quando a EENM é utilizada para estimular músculos paralisados (no intuito de ajudar indivíduos com lesão neurológica a realizarem movimentos funcionais), a resposta de força dos músculos ativados deve equiparar ou exceder as forças necessárias para vencer as resistências externas e produzir movimentos funcionais (CHOU *et al.*, 2005).

Quanto ao desenvolvimento da força muscular promovido por corrente elétrica, existem duas teorias: a primeira assegura que a estimulação elétrica neuromuscular proporciona fortalecimento muscular por um mecanismo similar ao da contração voluntária. A segunda defende que o fortalecimento muscular ocorre diferentemente da contração muscular voluntária (DELITTO & SNYDER-MACKLER, 1990).

Em uma contração muscular voluntária, os motoneurônios menores, que inervam as fibras tônicas são ativados primeiramente, sendo os motoneurônios com tamanho maior os responsáveis por inervar as fibras fásicas recrutadas posteriormente. Porém, a seqüência do recrutamento das fibras musculares durante a aplicação da estimulação elétrica ocorre de forma inversa, sendo os motoneurônios que inervam as fibras fásicas recrutados primeiramente (SCOTT, 1998). Como resultado, uma maior fadiga muscular é produzida quando a musculatura esquelética é ativada via estimulação elétrica em comparação à contração voluntária (BINDER-MACLEOD, HALDEN & JUNGLES, 1995).

A fadiga muscular resultante da contração voluntária é a mais descrita na literatura. A contração prolongada mostra aumento no recrutamento de unidades motoras para manter a mesma força muscular na medida em que ocorre a fadiga. Durante a aplicação da EENM a fadiga instala-se precocemente quando comparado à contração voluntária, pois ocorre a estimulação de um conjunto fixo de unidades motoras (LOW & REED, 2001b).

Tepavac e Schwirtlich (1997) relataram que a maior limitação no uso da EENM atualmente está relacionada à insuficiente adaptação a métodos precários de controle e efeitos não-fisiológicos da estimulação que causam fadiga muscular.

Existe um consenso na literatura que define a fadiga como a incapacidade da musculatura em produzir força (torque) com a mesma eficiência durante um longo período de tempo ou após sucessivas contrações (PINCIVERO, GEAR & STERNER, 2001). A fadiga muscular iniciada precocemente não deve ser esquecida, pois é um dos motivos que pode influenciar o desempenho do lesado medular durante a EENM, seja realizando a marcha ou apenas o treinamento sentado. Em decorrência da vasta utilização da EENM em programas de treinamento e de reabilitação, torna-se necessária a avaliação da fadiga muscular durante sua aplicação (SENE, 2003).

Algumas técnicas foram desenvolvidas para avaliar as variações que ocorrem no músculo na instalação da fadiga muscular. Essas técnicas vêm sendo aplicadas também durante a implementação de protocolos de estimulação elétrica neuromuscular, visando minimizar os problemas decorrentes da fadiga e prolongar o tempo de estimulação. Dentre elas, independentemente se durante a contração voluntária ou provocada pela estimulação elétrica, encontram-se: mensuração do índice de lactato local (NOHAMA & MACEDO, 2004), eletromiografia (KOJIMA, NAKAZAWA & YANO, 1999; WARD & ROBERTSON, 2000; NORTON *et al.*, 2003), mecanomiografia (TARATA, SPAEPEN & PUERS, 2001, YOSHITAKE *et al.*, 2001; ORIZIO *et al.*, 2003; FALLER *et al.*, 2007) e mensuração do pico de torque (GERDLE, LARSSON & KARLSSON, 2000; LARSSON *et al.*, 2006)..

O método de mensuração de lactato é um meio invasivo de avaliação de fadiga, não permitindo a identificação de fadiga sináptica, apenas identificando a fadiga metabólica que ocorre mediante liberação de ácido láctico no organismo (NOHAMA & MACEDO, 2004). Como nesta dissertação são realizadas contrações musculares isométricas com intensidade submáxima sustentada, o método de mensuração de lactato não pode ser utilizado. Isso ocorre porque durante contrações musculares submáximas ocorre a formação do ácido láctico, e não o seu acúmulo, pois as taxas de formação e reabsorção se equivalem (MCARDLE, KATCH & KATCH, 1998).

O estudo dos sinais eletromiográficos é um recurso que tem sido utilizado para análise e entendimento do comportamento fisiológico dos músculos e para a avaliação da ocorrência de fadiga muscular (BERNE & LEVY, 2000). A eletromiografia tem sido relatada em alguns estudos como sendo um método de avaliação da fadiga muscular também durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular (TEPAVAC & SCHWIRTLICH, 1997). Porém, testes preliminares realizados aplicando-se a estimulação simultaneamente à captação do sinal eletromiográfico, mostraram resultados que essa associação produz artefatos de estímulo e saturação do amplificador de eletromiografia que inviabilizam o emprego de equipamentos

comerciais para aquisição do sinal eletromiográfico; apesar de que outros estudos com a captação do sinal eletromiográfico durante contrações provocadas por EENM, visando avaliar a influência da distância entre eletrodos de estimulação e captação, filtros e amplitude da corrente, e reduzir esses artefatos de estímulo, apresentaram relativo sucesso (MERLETTI, DELUCA & SATHYAN, 1994; TEPAVAC & SCHWIRTLICH, 1997; MANDRILE *et al.*, 2003).

Por se tratar de um método não invasivo e por não apresentar a influência do artefato de estímulo durante a captação do sinal de contração muscular (ORIZIO, 1993; BECK *et al.*, 2006), o estudo mecanomiográfico foi eleito para a realização deste trabalho. A partir da utilização dessa técnica, o sinal da vibração muscular pode ser captado e utilizado para estudar aspectos mecânicos envolvidos na contração muscular e para avaliar a fadiga muscular durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular (ORIZIO, 1993; GOBBO *et al.*, 2006).

A mensuração do pico de torque através da dinamometria isocinética é uma técnica de mensuração da fadiga muscular (EBERSOLE, O'CONNOR & WIER, 2006). Essa técnica já foi associada à mecanomiografia na avaliação da fadiga, através da queda da força de contração, induzida pela estimulação elétrica neuromuscular (GOBBO *et al.*, 2006), porém, somente o parâmetro relacionado à amplitude do sinal mecanomiográfico em função do tempo foi avaliado. Nesta dissertação, tanto as variáveis relacionadas à frequência quanto à amplitude do sinal mecanomiográfico são avaliadas, com o intuito de identificar alterações nesses parâmetros, decorrentes da fadiga muscular periférica (com relação à queda indesejada da força de contração) durante a aplicação de um protocolo de estimulação elétrica neuromuscular; e comparadas às medidas de torque gerado no mesmo período.

1.2 Objetivos

O objetivo geral desta pesquisa consiste em verificar a aplicabilidade da mecanomiografia como técnica de detecção da fadiga muscular induzida pela estimulação elétrica neuromuscular.

A partir desse objetivo principal, foram traçados objetivos específicos com a finalidade de promover meios de se avaliar a mecanomiografia como técnica de detecção da fadiga muscular, os quais podem ser elencados do seguinte modo:

- a. elaborar um protocolo experimental de estimulação elétrica neuromuscular que leve ao desenvolvimento da fadiga muscular periférica;
- b. verificar a aplicabilidade da técnica de mecanomiografia durante a contração muscular provocada pela EENM;
- c. identificar os parâmetros dos sinais mecanomiográficos alterados pela presença de fadiga muscular;
- d. relacionar os sinais de mecanomiografia e de torque enquanto indicadores de fadiga muscular.

1.3 Estrutura da Dissertação

Esta dissertação está dividida em seis capítulos, incluindo esta introdução, na qual caracteriza-se o problema e descreve-se a motivação para a realização do trabalho.

No capítulo 2, discorre-se sobre a Fundamentação Teórica, onde se encontram os principais conceitos referentes à função e à estrutura do músculo esquelético, descrição do processo de contração e relaxamento muscular, caracterização das propriedades do músculo esquelético (com relação ao tipo de fibras musculares), e descrição do processo de geração de força. A estimulação elétrica é descrita como técnica utilizada na reabilitação física, e a fadiga muscular decorrente de um tempo prolongado de contração provocada pela estimulação elétrica caracterizada. Descrevem-se também as técnicas utilizadas para a detecção da fadiga muscular e suas diferenças.

No capítulo 3, encontra-se a Metodologia empregada durante a realização da pesquisa. Neste capítulo, foram descritos os materiais e os métodos selecionados para a avaliação da fadiga muscular. Primeiramente, descrevem-se a elaboração do protocolo de estimulação e de avaliação, e o desenvolvimento da instrumentação para captação do sinal de MMG. Após, apresentam-se os métodos de aplicação do protocolo proposto, bem como o método de análise de dados empregado.

Os Resultados obtidos na pesquisa encontram-se no capítulo 4. Tais resultados estão relacionados à metodologia empregada, assim como as alterações encontradas nos sinais avaliados em função do tempo de estimulação elétrica.

No capítulo 5, discutem-se os resultados obtidos no trabalho. A Discussão foi dividida em duas partes, sendo a primeira relacionada ao protocolo desenvolvido e a segunda especificamente aos resultados encontrados. Neste capítulo, encontram-se também as sugestões para futuros trabalhos.

Por sua vez, apresenta-se no capítulo 6 a Conclusão a respeito do protocolo de estimulação aplicado e da técnica que foi empregada para a avaliação da fadiga muscular.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo, descrevem-se os principais conceitos sobre a função muscular, as estruturas do músculo esquelético, a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) para a obtenção da contração muscular, e as alterações que podem ocorrer neste processo de contração em relação à contração natural, como, por exemplo, sobre a fadiga muscular. Também são descritas as técnicas utilizadas para a detecção da fadiga muscular.

2.1 Função do Músculo Esquelético

A função primordial dos músculos esqueléticos é a contração, a qual geralmente resulta na produção de movimentos. Além do seu papel no movimento, os músculos têm um papel importante quanto ao suporte das estruturas esqueléticas (KENDALL, MCCREARY & PROVANCE, 1995; FOSS & KETEYIAN, 2000).

O movimento intencional é uma característica fundamental do comportamento humano. O movimento é realizado biomecanicamente pela contração de músculos esqueléticos atuando dentro de um sistema de alavancas e polias formado pelos ossos, tendões e ligamentos. O indivíduo que possui um sistema neuromuscular intacto tem capacidade de desenvolver a quantidade exata de contração muscular necessária para executar uma variedade de funções motoras, desde colocar uma lente de contato no olho até transportar uma pesada carga de livros (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

Um músculo precisa ser longo o suficiente para permitir a mobilidade normal das articulações e suficientemente curto para contribuir efetivamente para a estabilidade articular (KENDALL, MCCREARY & PROVANCE, 1995). A amplitude de movimento pode ser considerada limitada quando os músculos estão retraídos. Nesses casos, o tratamento consiste

no uso de modalidades e procedimentos que promovem o relaxamento muscular e assistem no alongamento do músculo, com ênfase nos exercícios de alongamento. Porém, quando a amplitude de movimento é excessiva, o tratamento consiste em evitar o alongamento excessivo e a instabilidade articular. Em muitos casos, a causa desta instabilidade é o enfraquecimento dos músculos (KENDALL, MCCREARY & PROVANCE, 1995).

Cada músculo ou grupo de músculos exhibe propriedades que lhe permite, dentro de amplos limites, atender às exigências a ele impostas. Para que seja mais fácil entender a teoria acerca de como o músculo se contrai e se relaxa, é necessário entender sua estrutura e suas propriedades.

2.1.1 Estrutura do músculo esquelético

Os músculos esqueléticos são formados por fibras musculares que são organizadas em feixes (agrupamentos de células musculares). Cada feixe de fibras musculares é chamado de fâscículo (Figura 1B). Cada fibra muscular possui uma cobertura ou membrana, o sarcolema, e é composta de uma substância semelhante à gelatina, sarcoplasma (Figura 1C). Centenas de miofibrilas contráteis e outras estruturas importantes, tais como o retículo sarcoplasmático e as mitocôndrias, estão inclusas no sarcoplasma. Nas mitocôndrias ocorrem os fenômenos metabólicos.

Os miofilamentos compreendem as miofibrilas (estruturas contráteis do músculo), que por sua vez são agrupadas para formar as fibras musculares (Figura 1D) (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997). A miofibrila contrátil é composta de unidades, e cada unidade é denominada sarcômero. O sarcômero é limitado em cada extremidade por uma linha Z (Figura 1D).

Cada miofibrila, por sua vez, contém muitos miofilamentos (Figura 1E). Os miofilamentos são fios de duas moléculas de proteínas, a actina (filamentos finos) e a miosina (filamentos espessos) (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

As miofibrilas são divididas em faixas A e I (Figura 2). As larguras das faixas A individuais não se alteram durante a contração. A faixa I, no entanto, torna-se mais estreita (Figura 2) (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997). Estes achados sugerem que a contração muscular decorre do deslizamento das extremidades livres dos filamentos de actina para

dentro da zona H (Figura 1) das faixas A. À medida que os filamentos de actina movem-se uns no sentido dos outros, deslizando sobre os filamentos de miosina, as linhas Z são tracionadas mais para perto umas das outras, de tal modo que as faixas I se encurtam (Figura 2) (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

MÚSCULO ESQUELÉTICO

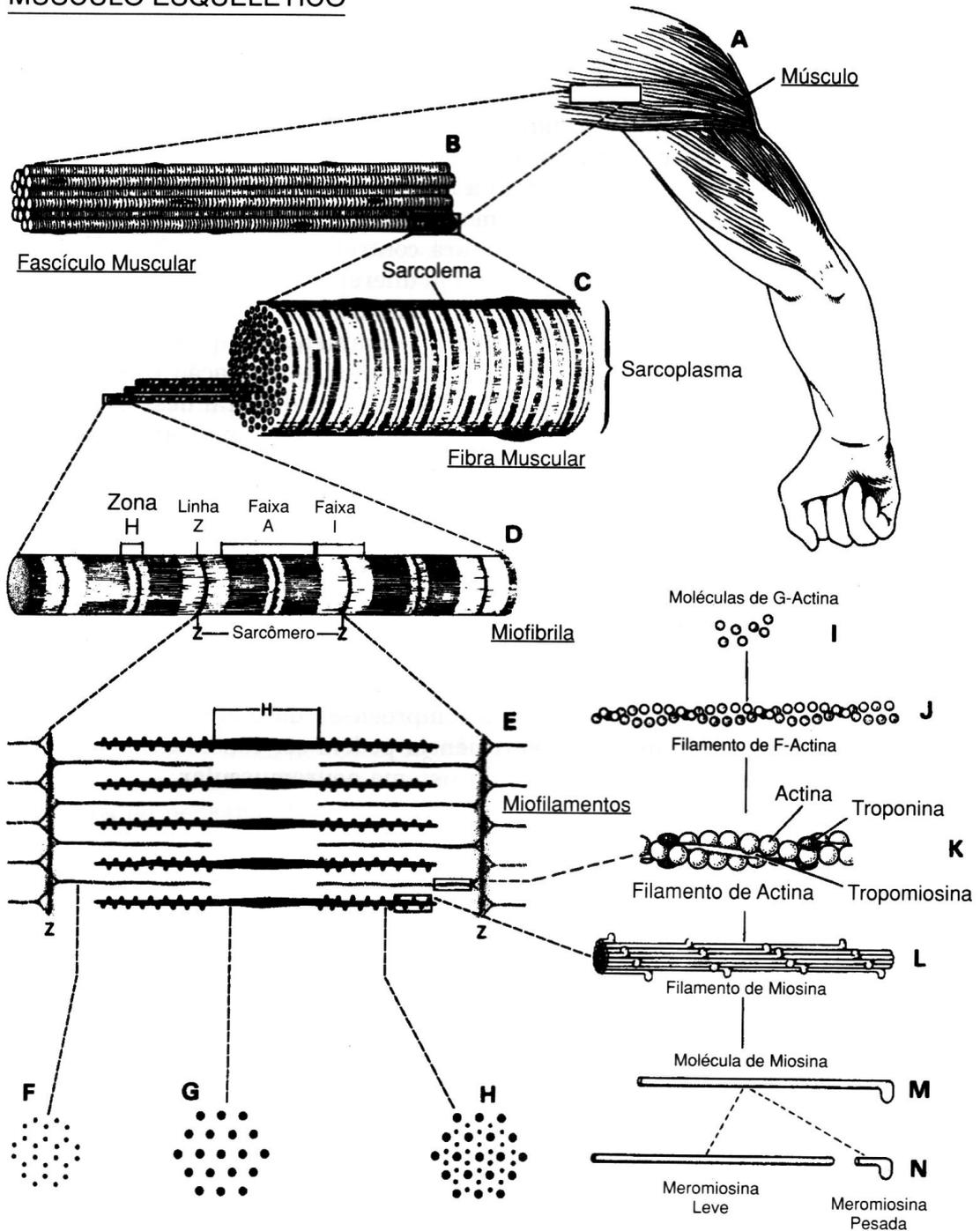


FIGURA 1 - Diagrama de organização do músculo esquelético em repouso, desde o nível macroscópico até o molecular (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

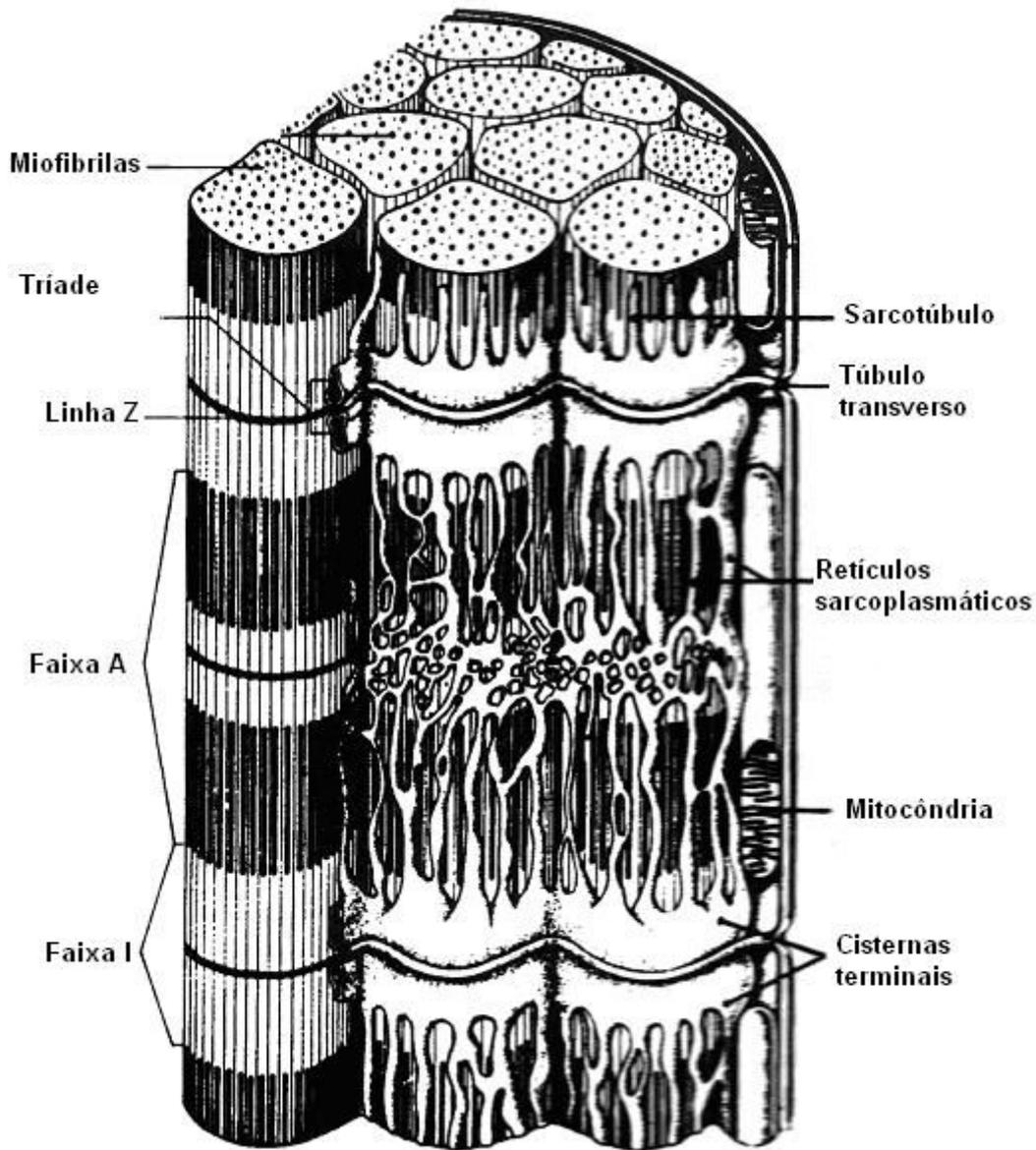


FIGURA 2 - Estrutura das miofibrilas (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

2.1.2 Base estrutural da contração e relaxamento muscular

Os estados relaxado e contraído do tecido muscular foram observados utilizando a microscopia eletrônica. O comprimento de cada unidade de sarcômero seriadamente repetida é aproximadamente 2,3 μm quando o músculo está relaxado. O comprimento de cada sarcômero diminui para cerca de 1,8 μm quando o músculo está completamente contraído. Em

contraste, a unidade sarcômero pode ser aumentada para cerca de 2,8 μm quando o músculo é estirado (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997) (Figura 3).

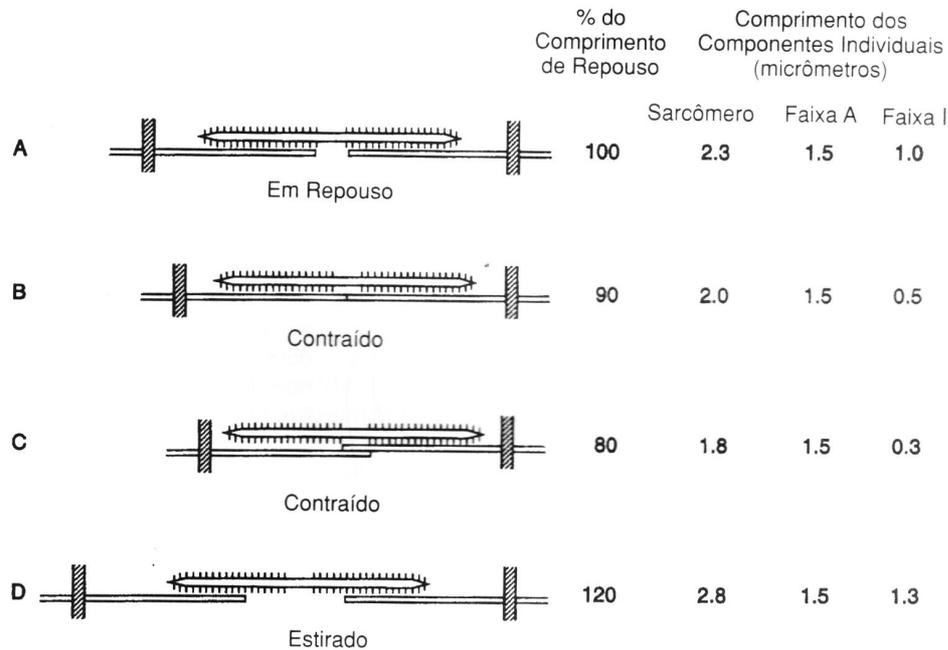


FIGURA 3 - Base estrutural das alterações no comprimento do músculo durante a contração e no relaxamento (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

2.1.3 Fisiologia da contração muscular

Todas as células vivas são rodeadas por membranas formadas por uma bicamada fosfolipídica contínua. Tanto o tecido muscular quanto o neuronal são excitáveis, isto é, as membranas podem ser despolarizadas. A diferença de potencial (ddp) entre o interior e o exterior destas células 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 deve-se à diferença nas concentrações de íons em ambos os lados de sua estrutura (Figura 4). Na célula muscular ou neuronal normal, há uma concentração maior de íons sódio (Na^+) no exterior e uma concentração maior de potássio (K^+) no interior da célula (Figura 4). Porém, os íons tenderão a se difundir passivamente pela membrana na tentativa de igualar as concentrações. A membrana fosfolipídica possui uma maior permeabilidade ao íon K^+ , levando a um maior fluxo desses íons para o exterior da célula, fazendo com que o potencial

de membrana tenda ao valor do potencial de equilíbrio do íon em questão. A difusão dos íons K^+ é retardada à medida que a carga negativa no interior da célula está aumentando, ocorrendo uma força eletrostática opositora que faz retornar os íons para o interior da célula (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997; DACKO, 2003).

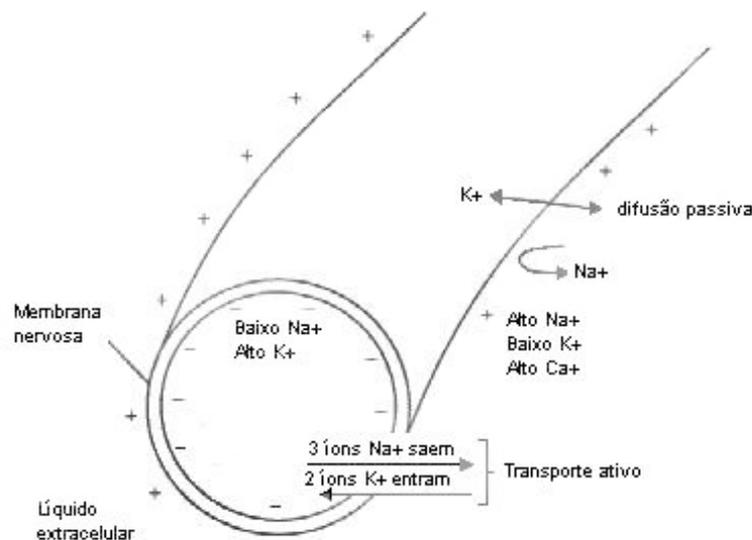


FIGURA 4 - Potencial de repouso da membrana (LOW & REED, 2001a).

No caso dos íons K^+ , o potencial de equilíbrio estático é de -100 mV, porém simultaneamente ocorre o fluxo de íons Na^+ para o interior da célula. 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^+ . O movimento desses íons alcança um estado de equilíbrio em aproximadamente -60 a -90 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^+ , ao K^+ e aos demais íons permeáveis à membrana (GUYTON & HALL, 1997; DACKO, 2003).

A maioria das células do corpo humano fica pouco tempo em estado de repouso, pois estas células estão sendo continuamente submetidas a estímulos que mudam a permeabilidade da membrana aos íons K^+ e Na^+ . A membrana pode ser submetida a estímulos químicos, elétricos ou mecânicos, levando inicialmente a um aumento da permeabilidade ao Na^+ . Na medida em que ocorre um aumento na concentração do Na^+ , o potencial da membrana torna-se mais positivo (devido à variação nas concentrações de íons Na^+ dentro e fora da célula), esta tende para um potencial positivo. Este evento é chamado de despolarização (GUYTON & HALL, 1997; SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997; DACKO, 2003) (Figura 5).

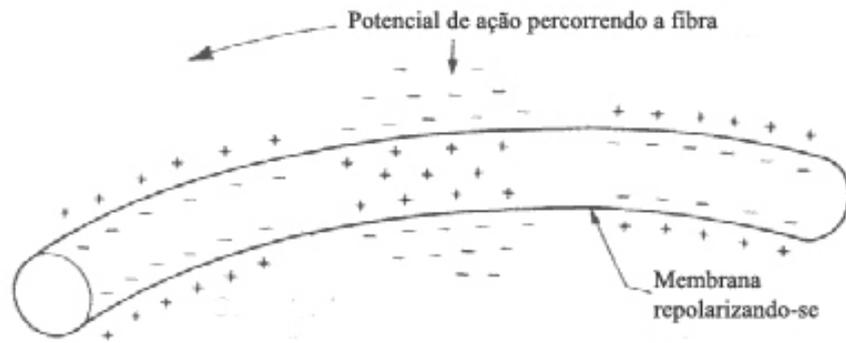


FIGURA 5 - Despolarização e repolarização (LOW & REED, 2001a).

Caso essa despolarização alcance certo limiar, cerca de -55 mV, ocorre o disparo de um potencial de ação com o drástico aumento da permeabilidade da membrana ao Na^+ e os íons Na^+ entrando rapidamente na célula. Neste caso, o potencial da membrana mudará para aproximadamente $+30$ mV (GUYTON & HALL, 1997; LOW & REED, 2001a; DACKO, 2003) (Figura 6).

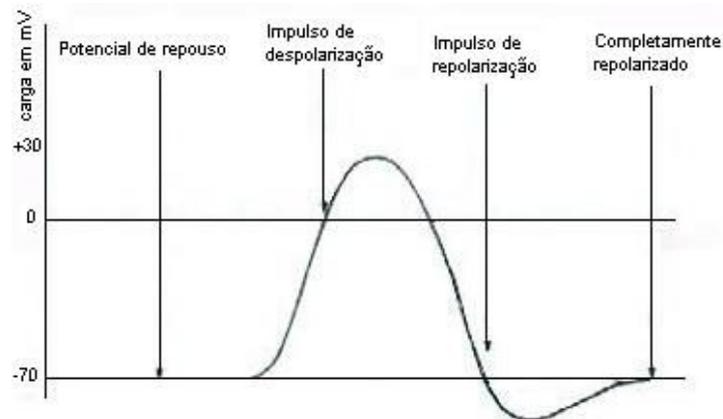


FIGURA 6 - Passagem de um impulso nervoso (LOW & REED, 2001a).

Os potenciais de ação são propagados sem nenhuma alteração em amplitude (intensidade), independentemente de quão grande seja a distância à qual o potencial de ação tenha que viajar para atingir o alvo. O impulso nervoso é uma onda de atividade eletroquímica que passa ao longo da fibra nervosa utilizando a energia já armazenada como parte do potencial da membrana. É uma reversão do potencial da membrana de aproximadamente -70 mV (ou -90 mV para a fibra muscular) para $+30$ mV. Isto ocorre muito rapidamente, e o

potencial de ação alastra-se ao longo da fibra (GUYTON & HALL, 1997; SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997; LOW & REED, 2001a).

Após a despolarização da célula devido ao aumento da permeabilidade da membrana ao Na^+ , ocorre também um aumento da permeabilidade da membrana ao K^+ , porém, com pico um pouco mais tarde que o do Na^+ . Esse atraso é responsável pelo retorno da célula ao seu estado negativo, chamado hiperpolarização. Uma bomba de Na^+/K^+ ativa faz com que as concentrações intracelulares dos íons retornem aos seus valores originais, retirando o Na^+ e introduzindo o K^+ (GUYTON & HALL, 1997; DACKO, 2003).

2.1.4 Processo de contração muscular

O processo da contração muscular é iniciado por um impulso nervoso originário do cérebro ou da medula espinhal. Este impulso chega às terminações nervosas, localizadas muito próximas do sarcolema. Quando o impulso chega, essas terminações nervosas secretam, na fenda sináptica, o neurotransmissor acetilcolina, que causam uma despolarização ao se ligarem aos receptores localizados no sarcolema (placa terminal) da célula pós-sináptica (GUYTON & HALL, 1997; FOSS & KETEVIAN, 2000).

Se a despolarização causada na placa terminal atingir o limiar de disparo, essa percorre o sarcolema, adentrando a rede de túbulos T que irá interagir com o retículo sarcoplasmático da fibra muscular, ocasionando a liberação de grandes quantidades de íons cálcio (Ca^{++}) armazenados no retículo sarcoplasmático (GUYTON & HALL, 1997; FOSS & KETEVIAN, 2000; WILMORE & COSTILL, 2001).

Quando isso ocorre, os íons Ca^{++} ligam-se à troponina nos filamentos de actina. A partir daí, inicia-se o processo de contração pela 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 miosina e a actina. Quando ela é retirada, as cabeças da miosina podem fixar-se aos sítios ativos dos filamentos de actina, e a tração entre o filamento de actina e o de miosina resulta no encurtamento da fibra muscular e na geração de força pelo mecanismo das pontes cruzadas (GUYTON & HALL, 1997; WILMORE & COSTILL, 2001).

2.1.5 Propriedades dos músculos

O músculo esquelético apresenta grande variabilidade nas suas propriedades. A velocidade de movimento, por exemplo, pode ter uma qualidade desejável em várias atividades tais como correr ou tocar piano. Do mesmo modo, a economia de energia é importante na manutenção da postura (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

Os músculos podem encurtar-se suficientemente para proporcionar uma completa amplitude de movimento nas articulações que eles cruzam, mas precisam gerar potência suficiente para mover uma carga em cada extremo da amplitude. Os músculos têm, às vezes, que se contrair por longos períodos sem fatigar-se, e outras vezes devem fornecer esforços máximos de grande força durante apenas poucos segundos (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

As propriedades mecânicas de uma fibra muscular são dependentes do tipo de fibra, que por sua vez é dependente da composição de proteína. Os músculos que compõem o corpo do ser humano adulto são formados por pelo menos três tipos de fibras musculares distintas, classificadas com base em suas propriedades funcionais e metabólicas em glicolíticas rápidas (GR ou do tipo III), oxidativo rápido-glicolítico (ORG ou do tipo II) e oxidativas lentas (OL ou do tipo I) (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

As fibras musculares do tipo OL são vermelhas, de contração lenta, muito vascularizadas e predominam em músculos posturais. Estas fibras contraem-se e relaxam-se lentamente, pois o diâmetro do neurônio motor é pequeno e de baixa velocidade de contração. Elas têm muitas enzimas oxidativas e fadigam-se lentamente. Já as fibras musculares do tipo GR são glicolíticas, brancas e de contração rápida. Seu motoneurônio tem diâmetro mais largo e maior velocidade de condução (LOW & REED, 2001a). Cada tipo de fibra possui diferentes propriedades, e a maioria dos músculos contém uma mistura de todos os três tipos, com a proporção de um tipo maior do que as dos outros. Um músculo individual contém unidades motoras de diferentes tipos, dando ao músculo suas características particulares (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997; LOW & REED, 2001a).

As fibras musculares do tipo GR e ORG são fibras de contração rápida, caracterizadas por alta atividade da enzima adenosina trifosfato (ATPase), correspondendo a contrações isométricas de curta duração e alta velocidade de encurtamento máximo. Por outro lado, as fibras musculares do tipo OL são caracterizadas por uma baixa atividade da enzima ATPase, sendo responsáveis por contrações de tempo prolongado (FITTS, 1994; SMITH, WEISS &

LEHMKUHL, 1997). As fibras do tipo ORG e OL contêm um grande número de mitocôndrias e, como consequência, apresentam relativa resistência à fadiga quando comparadas às fibras do tipo GR. Por exemplo, as fibras dos músculos sóleo e porções profundas do gastrocnêmio contêm primariamente fibras do tipo OL e ORG, respectivamente, e possuem maior resistência à fadiga do que músculos que possuem maior quantidade de fibras musculares do tipo GR (FITTS, 1994).

2.2 Unidade Motora

A unidade motora consiste em um neurônio do corno anterior, o neurônio motor alfa que sai da medula e todas as fibras musculares individuais supridas por ela (Figura 7) (MORITANI *et al.*, 2005). O número de fibras musculares supridas varia desde poucas, quando é necessário um controle de movimento preciso, até mil ou duas mil para grandes músculos posturais. Todas as fibras musculares de uma unidade motora são em particular do mesmo tipo (LOW & REED, 2001a). Porém, 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 & HÄKKINEN, 2004).

A proporção de fibras musculares por neurônio motor em geral relaciona-se à função motora específica do músculo. Um trabalho fino 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, KATCH & KATCH, 1998).

2.3 Terminologia das Contrações Musculares

Quando um músculo contrai-se e produz força sem nenhuma alteração macroscópica no ângulo da articulação, a contração é chamada isométrica. As contrações isométricas são

muitas vezes chamadas contrações estáticas ou de sustentação, pois estas contrações são responsáveis pela estabilização das articulações (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

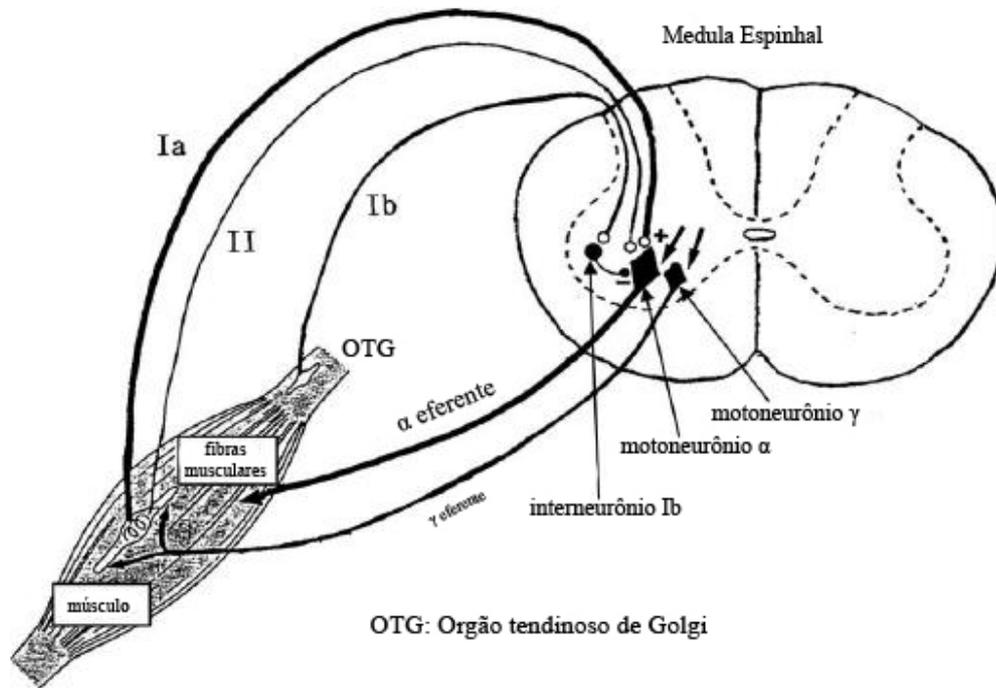


FIGURA 7 - Representação de uma unidade motora (MORITANI *et al.*, 2005).

Um encurtamento do músculo durante a contração é chamado de contração concêntrica ou de encurtamento. Por exemplo, o músculo quadríceps femoral realiza uma contração concêntrica quando um indivíduo está se levantando de uma cadeira. Assim como os flexores do cotovelo quando um indivíduo está levando um copo de água até a boca. As contrações concêntricas produzem aceleração de segmentos do corpo (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

Quando um músculo alonga-se durante a contração, esta é chamada uma contração excêntrica ou de alongamento. Por exemplo, o quadríceps femoral realiza uma contração excêntrica quando o corpo está abaixando-se para sentar, ou os flexores do cotovelo quando um copo de água é abaixado até a mesa. As contrações excêntricas desaceleram segmentos do corpo e provocam amortecimento quando se aterrissa de um salto ou ao andar (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

A contração isocinética ocorre quando a velocidade do movimento é constante. Nos últimos anos, desenvolveu-se um dispositivo eletromecânico (um dinamômetro isocinético) que mantém a velocidade de movimento de um braço de manivela ou uma polia a alguma

velocidade angular constante pré-estabelecida, independente da força exercida pelos músculos que estão se contraindo (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

2.4 Terminologia Funcional da Atividade Muscular

A terminologia funcional de um músculo está relacionada com a movimentação articular que provoca. Os músculos podem ser classificados funcionalmente em agonistas, antagonistas e sinergistas.

Um músculo que está se contraindo, considerado o principal músculo, provocando um movimento articular ou mantendo uma postura é chamado de agonista (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

O músculo que possui a ação anatômica oposta à do agonista é chamado de antagonista. Geralmente, o antagonista é um músculo que não está se contraindo e que não resiste ao movimento, mas que se alonga ou se encurta para permitir que o movimento ocorra (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997)

Um músculo pode ser considerado sinergista do movimento quando ele se contrai simultaneamente ao agonista. A ação do sinergista pode ser idêntica ou aproximadamente idêntica à do agonista (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

2.5 Força Muscular

Entre as muitas definições de força estão o estado de ser forte, a capacidade de um músculo em produzir força e gerar tensão ativa (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

A força produzida por um músculo no momento da contração voluntária fundamenta-se em dois mecanismos: a frequência de disparo para a excitação de células musculares e a ordem de recrutamento de unidades motoras (TARATA, 2003). Um aumento tanto na frequência dos disparos quanto no número de unidades motoras recrutadas contribui para o aumento da força muscular. A suavidade na força muscular é alcançada pela ordem de

ativação e a interação no recrutamento entre diferentes unidades motoras do mesmo músculo e o efeito gerado. A variação dos índices de ativação das unidades motoras ocorre simultaneamente para todas as unidades motoras em um determinado músculo, e até mesmo em diferentes músculos agindo em uma mesma articulação. Isso faz com que sinergistas e antagonistas contraíam ao mesmo tempo durante a realização de um movimento (mesmo que com intensidades diferentes), de acordo com o fenômeno de “direção comum”, proporcionando um movimento coordenado (DELUCA, 1997).

Além dos fatores neurológicos, metabólicos, endócrinos e psicológicos que afetam a força muscular ou a contração voluntária máxima (CVM), outros fatores são determinantes como, por exemplo, a quantidade de unidades motoras ativadas, tipo de unidades motoras ativadas, tamanho do músculo, comprimento inicial do músculo ao ser ativado, ângulo articular e velocidade de contração, alavanca do músculo para realizar o movimento, idade e sexo do sujeito (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997, WILMORE & COSTILL, 2001).

2.5.1 Contrações musculares de força diferente – a somação da força

Somação significa a soma de um conjunto de contrações isoladas para aumentar a intensidade de uma contração muscular global. Esta somação pode ocorrer de duas maneiras: (1) pelo aumento do número de unidades motoras contraindo ao mesmo tempo, chamado somação de fibras múltiplas, e (2) pelo aumento da frequência da contração, chamado somação por frequência (GUYTON & HALL, 1997).

2.5.1.1 Somação por fibras múltiplas

Quando o sistema nervoso central envia um sinal de baixa frequência para que um músculo se contraia, as unidades motoras formadas pelas menores fibras são estimuladas (em vez das maiores). Conforme a frequência do sinal aumenta, começam a ser estimuladas

unidades motoras maiores, levando a uma produção de força cerca de 50 vezes maior que as unidades menores (GUYTON & HALL, 1997).

O que causa este princípio é que as unidades motoras menores são reguladas por fibras nervosas delgadas, e os pequenos motoneurônios na medula espinhal são muito mais excitáveis que os maiores e, conseqüentemente, são excitados primeiro. Outra característica da somação por fibras múltiplas é que unidades motoras diferentes são ativadas assincronamente pela medula espinhal, ocorrendo uma contração de maneira alternada, passando de uma unidade motora para outra, resultando na contração de curso irregular, mesmo com baixas frequências do sinal neural (GUYTON & HALL, 1997)..

2.5.1.2 Somação por tetanização

Quando essa frequência atinge um valor crítico, as contrações sucessivas são tão rápidas que se fundem entre si, e a contração parece ficar inteiramente regular e contínua. Isso é chamado de tetanização (GUYTON & HALL, 1997).

Pelo princípio da somação da frequência e tetanização das fibras, durante uma estimulação de baixa intensidade das fibras pelo sistema nervoso central, as contrações ocorrem de forma isolada (uma após a outra). Conforme a frequência de ativação das unidades motoras aumenta, ocorre um ponto no qual cada nova contração ocorre antes do término da anterior, resultando na somação de uma contração com a anterior e aumentando progressivamente a força total de contração com o aumento da frequência (GUYTON & HALL, 1997).

Com frequências ainda mais altas, a força da contração passa a ser máxima, de modo que qualquer aumento adicional da frequência além desse ponto (a partir de 50 Hz) não tem nenhum efeito de aumento da força de contração. Isso ocorre porque quantidade suficiente de íons cálcio é mantida no sarcoplasma, mesmo entre os potenciais de ação, e o estado contrátil é mantido sem permitir relaxamento entre os potenciais de ação (GUYTON & HALL, 1997).

O mesmo ocorre na contração provocada pela estimulação elétrica. Após a frequência de estimulação de 50 Hz ocorre a tetanização das fibras musculares, e a força de contração gerada ou o número de contrações sucessivas com sucesso tendem a permanecer (LOW & REED, 2001b; CHOW *et al.*, 2005 (Figura 8).

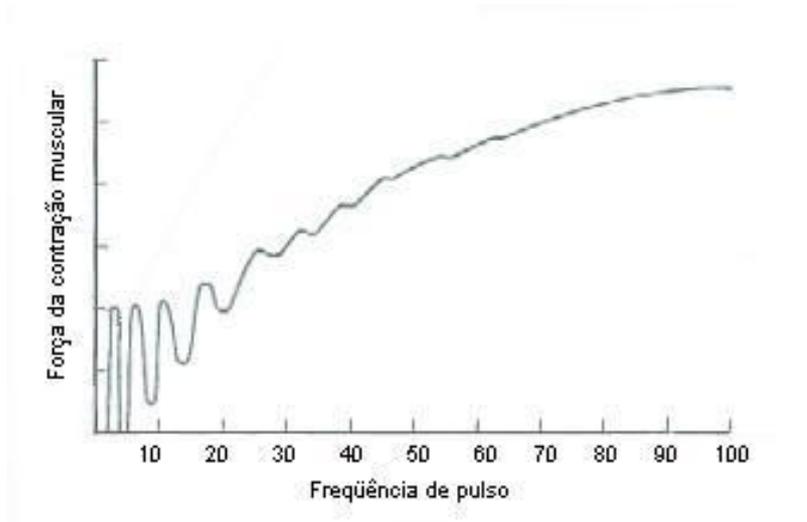


FIGURA 8 - Força de contração com relação ao aumento da frequência de estimulação para uma contração voluntária (LOW & REED, 2001b).

Durante uma contração provocada pela EENM, a frequência dos pulsos também influencia na força de contração, ou no número de contrações realizadas com sucesso (CHOU *et al.*, 2005).

Em um estudo realizado por Chou *et al.* (2005), um protocolo de estimulação foi realizado com uma frequência de 50 Hz, visando promover uma contração isométrica com intensidade de 30% da CVM. Foram testadas várias frequências de estimulação para obter uma contração concêntrica de quadríceps e observou-se que a frequência que proporciona o maior número de contrações com sucesso é a de 50 Hz, e nos valores acima desta frequência é atingido um platô de número de contrações com sucesso. Com a frequência de 50 Hz, obtém-se 90% do número máximo de contrações (CHOU *et al.*, 2005) (Figura 9).

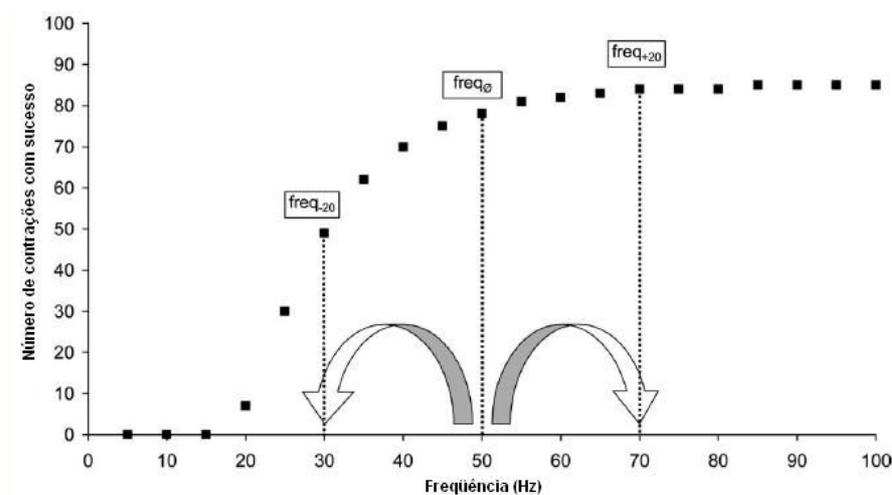


FIGURA 9 - Número de contrações realizadas com sucesso com relação à frequência de estimulação utilizada (CHOU *et al.*, 2005).

Contrações musculares tetânicas suaves no músculo ativado podem ser alcançadas quando a frequência de estimulação é ajustada em mais de 50 Hz. Porém, a estimulação nessa frequência é adequada para evocar contração suave até nas unidades motoras que se contraem mais rapidamente (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001).

2.6 Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM)

2.6.1 Introdução a EENM

Desde a contração da perna da rã descrita por Galvani até o formigamento causado por um estimulador nervoso transcutâneo, a palavra eletroterapia relaciona-se às correntes que estimulam o corpo (LOW & REED, 2001b). A unidade de corrente estimuladora pode ser chamada de pulso de corrente, que pode ter a sua fase apenas positiva (quando é unipolar) ou ter duas fases (bipolar). Se a subida deste pulso ocorre rapidamente (como ocorre no pulso quadrado), há uma alta taxa de variação e ocorre a estimulação nervosa que leva a um impulso nervoso (LOW & REED, 2001b).

Na figura 9, é possível observar que a elevação lenta do pulso estimulatório não dispara o impulso, pois o limiar aumenta (Figura 10a). A elevação mais rápida do pulso alcança o limiar e resulta em impulso nervoso, pois o potencial de membrana sofre variação mais rapidamente que o limiar de disparo (Figura 10b). Já o pulso de onda quadrada dispara o impulso em uma intensidade de corrente mais baixa, pois a variação do potencial de membrana é tão rápida que o limiar nem sofre variação significativa (Figura 10c) (LOW & REED, 2001b).

A carga do pulso pode ser definida como sendo a quantidade de carga elétrica em coulombs (C). Deste modo, um pulso de 1 ms de uma corrente média de 1 mA teria uma carga de 1 μ C. Se for considerada uma série de pulsos, a frequência de pulso poderá ser expressa em pulsos por segundo ou em hertz (Hz). A mesma informação é dada descrevendo o intervalo de pulso, o intervalo interpulsos (ou entre pulsos), expressa em s, ms ou μ s.

Portanto, uma série de pulsos de 10 ms, separados por intervalos de 90 ms, terá uma frequência de 10 Hz (LOW & REED, 2001b) (Figura 11).

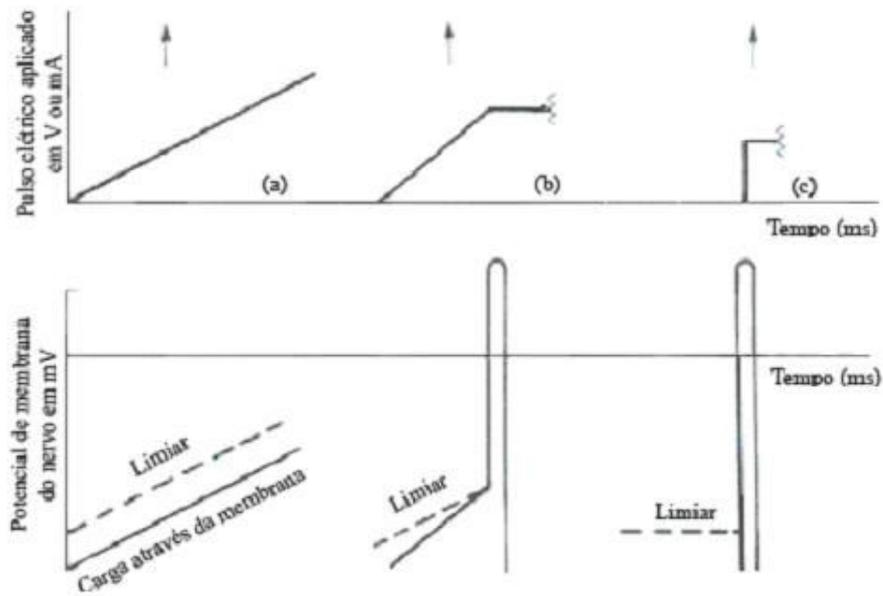


FIGURA 10 - Acomodação do nervo para três pulsos elétricos aplicados com velocidades de subida diferentes (LOW & REED, 2001b).

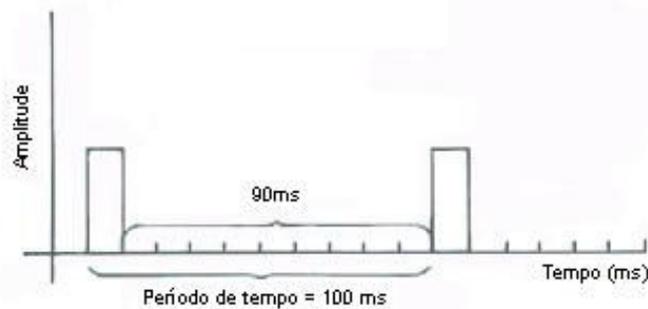


FIGURA 11 - Relação entre frequência e largura de pulso (LOW & REED, 2001b).

A frequência dos pulsos interfere nas respostas musculares. Quando ocorre a estimulação dos músculos a uma baixa frequência (abaixo de 8 - 10 Hz), o músculo responde com contrações isoladas e sucessivas, chamadas de fibrilações (CREPÓN, 1996). Acima de 10 Hz, a estimulação produz tremulações musculares. Quando se estimula com uma frequência entre 20 e 80 Hz, ocorre a fusão das fibrilações e uma contração contínua do músculo chamada de tetanização (como ocorre na contração muscular voluntária, descrita no item 2.5.1.2). Na estimulação com frequências a partir de 100 Hz, a contração obtida como

resposta da estimulação elétrica diminui e depois desaparece, pois cada estímulo é produzido durante o período refratário induzido pela contração precedente (CRÉPON, 1996).

De acordo com a intensidade do pulso, as respostas musculares obedecerão à lei do tudo ou nada (como o que ocorre na contração voluntária). Uma vez atingido o estímulo supralimiar, todas as unidades serão recrutadas simultaneamente. O controle da amplitude de pulso e o controle de duração de fase regulam a carga de cada pulso. Dessa forma, determinam o número de fibras nervosas periféricas recrutadas em cada estímulo, com a duração do pulso mais favorável na faixa de 20 a 1000 μ s (DELITTO & SNYDER-MACKLER, 1990).

2.6.2 Aplicação de estimulação elétrica nos tecidos

Para se aplicar estímulos elétricos nos tecidos, é necessário um circuito eletrônico para gerar a corrente elétrica nos parâmetros desejados, e a fixação de dois eletrodos de material condutor fixados na pele. O posicionamento dos eletrodos determinará o local de maior densidade de corrente e quais nervos serão afetados. Para estimular efetivamente um músculo, um eletrodo é posicionado na pele sobre o nervo motor do músculo a ser estimulado, e o outro é aplicado sobre o ponto motor do músculo (NOHAMA & MACEDO, 2004) (Figura 12). Este é um ponto sobre a superfície da pele onde pode ser conseguida a máxima contração muscular, pois fica perto de onde o tronco nervoso entra no músculo.

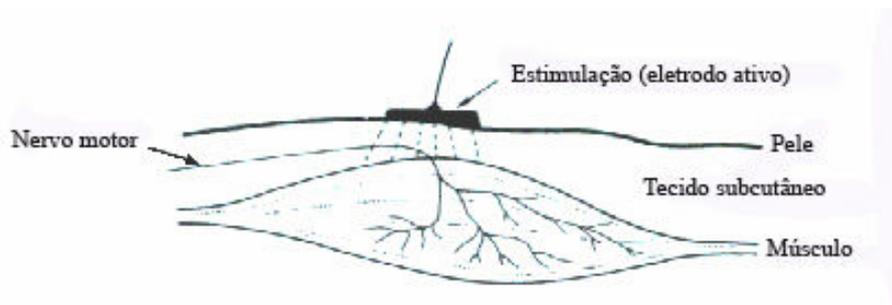


FIGURA 12 - Aplicação da técnica de estimulação ponto motor (LOW & REED, 2001b).

Outra técnica é a estimulação transcutânea do nervo motor (SCHEEREN, 2002). No caso do quadríceps, ocorre com a fixação de um dos eletrodos sobre o nervo motor (com o eletrodo proximal localizado na superfície ântero-medial da coxa, sobre o ponto anatômico

aproximado do nervo femoral, e eletrodo distal localizado sobre a porção distal dos músculos do quadríceps, respectivamente) (Figura 13).

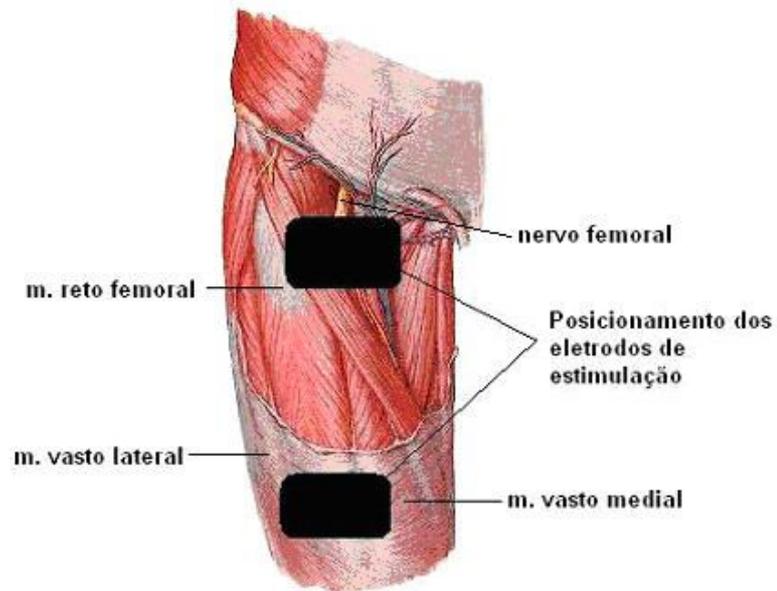


FIGURA 13 - Posicionamento dos eletrodos de estimulação transcutânea (adaptado de NETTER, 2003).

A forma de onda utilizada no estimulador vai influenciar na forma de onda gerada no tecido. O estimulador por tensão vai gerar uma corrente no tecido estimulado, e o estimulador por corrente vai gerar uma tensão no tecido (LOW & REED, 2001b) (Figura 14).

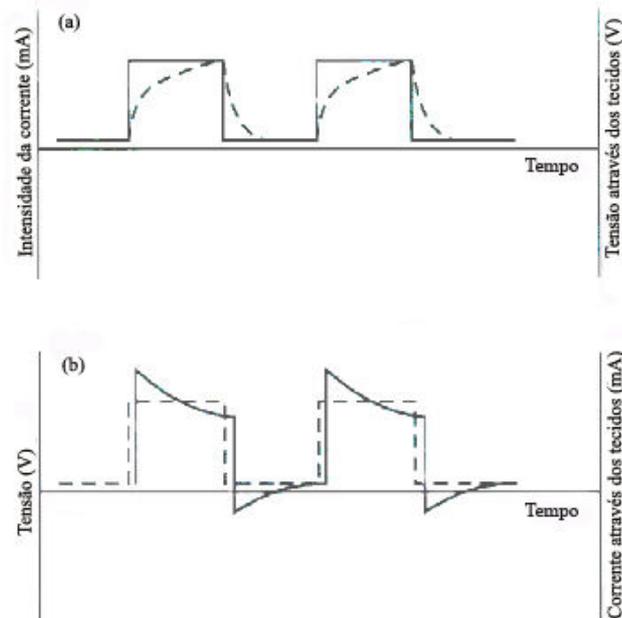


FIGURA 14 - Tensão e corrente nos tecidos resultantes dos pulsos aplicados: (a) pulso de corrente constante (linha contínua) e tensão resultante através do tecido (linha tracejada); (b) pulso de tensão constante (linha tracejada) e corrente resultante nos tecidos (linha contínua) (LOW & REED, 2001b).

2.6.3 Utilização da EENM

A EENM tem sido utilizada para otimizar a produção de força em indivíduos saudáveis e também em pacientes lesados (SNYDER-MACKLER & LADIN, 1991; CHESLER & DURFEE, 1997).

Em um estudo realizado por Gandevia (2001), aplicou-se a estimulação elétrica submáxima sobreposta à contração excêntrica voluntária máxima dos extensores de joelho (técnica chamada de estimulação da contração muscular interpolada ou *twitch interpolation*). Observou-se um aumento de aproximadamente 20% do torque gerado pela musculatura avaliada, enfatizando os benefícios da estimulação da contração muscular interpolada (GANDEVIA, 2001). Porém, a força real da contração muscular dependerá do número de fibras nervosas estimuladas, que dependerá da intensidade da corrente (LOW & REED, 2001b).

Delitto *et al.* (2001) apresentaram duas teorias sobre o aumento da força muscular utilizando a EENM. A primeira baseia-se no aumento da sobrecarga funcional, que é considerada a adaptação fisiológica ao treinamento de força. A segunda explica as diferenças fisiológicas da contração muscular obtida pela EENM, onde ocorre uma inversão do padrão de recrutamento das fibras nervosas e uma sincronização do recrutamento das unidades motoras (DELITTO, SNYDER-MACKLER & ROBINSON, 2001). As unidades motoras são recrutadas de maneira diferente durante a estimulação elétrica quando comparada a contração voluntária (BINDER-MACLEOD, HALDEN & JUNGLES, 1995).

Deve-se esperar que a estimulação elétrica do músculo pelo nervo motor leve rapidamente a musculatura estimulada à fadiga, já que o conjunto fixo de unidades está sendo estimulado, com as fibras rápidas do tipo II (mais superficiais e mais fatigantes) sendo selecionadas preferencialmente (LOW & REED, 2001b).

Na fadiga neuromuscular causada por EENM em lesados medulares, alguns aspectos da fadiga como a sensação do esforço e a influência espinhal podem ser excluídas. Músculos paralisados por lesão medular não são necessariamente fracos ou atrofiados, mas eles sofrem fadiga muito mais rapidamente do que em indivíduos saudáveis (THOMAS *et al.*, 2003). A fadiga muscular é o principal fator limitante da aplicação da técnica de EENM (TEPAVAC & SCHWIRTLICH, 1997; CHOU *et al.*, 2005).

2.7 Fadiga Muscular

A contração forte e prolongada de um músculo leva ao estado de fadiga muscular. A fadiga aumenta em proporção quase direta à velocidade de depleção do glicogênio muscular, resultando na incapacidade dos processos contráteis e metabólicos das fibras musculares de manter a mesma produção de trabalho (GUYTON & HALL, 1997). A interrupção do fluxo sanguíneo no músculo em contração leva à fadiga quase completa em pouco mais de 1 min devido à perda do suprimento de nutrientes e, especialmente, de oxigênio (GUYTON & HALL, 1997).

A capacidade de geração de força máxima dos músculos começa a declinar uma vez que o exercício inicia; então, o processo de fadiga começa a se instalar desde o início do exercício e desenvolve-se progressivamente antes que o músculo falhe em realizar determinada tarefa (GANDEVIA, 2001). Porém, a fadiga torna-se importante, de um ponto de vista clínico, quando um ou mais grupos musculares tornam-se incapazes de continuar uma dada tarefa que o indivíduo quer executar. Além disso, quando uma doença ou lesão causa fraqueza importante de um músculo, a resistência do músculo pode ser limitada (SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997).

Contrações musculares sustentadas associadas com a ausência de manutenção da força indicam fadiga muscular fisiológica, tremor ou dor, localizada em um músculo específico (fadiga muscular localizada) (PINCIVERO, GEAR & STERNER, 2001). Embora o assunto tenha sido investigado no meio científico, existe ainda a necessidade de entender alguns processos que são relevantes no seu desenvolvimento (NOGUEIRA *et al.*, 2004).

Os mecanismos envolvidos no desenvolvimento da fadiga muscular dependem de inúmeros fatores, como intensidade, duração e natureza do exercício, tipo de fibra que compõe o músculo, ordem de recrutamento, estágio de treinamento e fatores ambientais como temperatura (GERDLE, LARSSON & KARLSSON, 2000; MADELEINE *et al.*, 2001).

A fadiga muscular pode ser causada por mudanças periféricas ao nível do músculo, mas também por falhas do Sistema Nervoso Central (SNC) em controlar os motoneurônios adequadamente. Por exemplo, a fadiga pode ser de origem periférica em virtude de comprometimento do acoplamento da excitação-contração, insuficiência de geração de potenciais de ação musculares, ou transmissão prejudicada de impulsos nervosos através da junção neuromuscular. De uma forma similar, a fadiga pode ser de origem central, na qual a insuficiência de estimulação neural resulta em uma redução no número de unidades motoras

funcionantes ou em uma diminuição na frequência de ativação de cada unidade motora ativada (ENOKA, 1995; SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997; GANDEVIA, 2001).

A contração prolongada mostra aumento no recrutamento de unidades motoras para manter a mesma força muscular à medida que ocorre a fadiga. Neste caso, a fadiga acontece em virtude de conseqüências metabólicas, como depleção do suprimento de ATP para funções de membrana e acúmulo de produtos de reações bioquímicas, resultando em um retardamento da velocidade das reações subseqüentes (fadiga metabólica) (SMITH *et al.*, 1997; SMITH, WEISS & LEHMKUHL, 1997). Já a fadiga sináptica é descrita como sendo o processo em que ocorre acúmulo de neurotransmissores na fenda sináptica e neuroreceptores em número insuficiente para desencadeamento de potencial de ação e propagação através dos túbulos T pela unidade motora para gerar a contração muscular (GUYTON & HALL, 1997).

A fadiga sináptica diferencia-se da metabólica no consumo de fontes de energia. A fadiga sináptica manifesta-se através da incapacidade da manutenção da contração muscular por excesso de neurotransmissores, não necessariamente ocorrendo um incremento nos valores de lactato produzido (GUYTON & HALL, 1997).

2.8 Métodos de Avaliação da Fadiga Muscular

Algumas das metodologias usadas para avaliar o desenvolvimento da força e a fadiga muscular são: mensuração do índice de lactato local (NOHAMA & MACEDO, 2004), eletromiografia (WARD & ROBERTSON, 2000; NORTON *et al.*, 2003), mecanomiografia (TARATA, SPAEPEN & PUERS, 2001; YOSHITAKE *et al.*, 2001; MADELEINE *et al.*, 2002a, ORIZIO *et al.*, 2003; TARATA, 2003) e mensuração do pico de torque (GERDLE, LARSSON & KARLSSON, 2000). O método de mensuração de lactato não permite a identificação de fadiga sináptica, apenas identifica a fadiga metabólica. Por se tratar de um método invasivo, esta técnica não foi utilizada nesse estudo e não será descrita, entretanto, pode ser encontrada no trabalho realizado por Macedo (NOHAMA & MACEDO, 2004).

2.8.1 Eletromiografia de Superfície (EMGs)

A eletromiografia é um método de investigação do estado fisiológico do sistema neuromuscular, empregada muitas vezes na avaliação do alcance da doença neuromuscular ou do traumatismo, e como um instrumento cinesiológico para estudo da função muscular (PORTNEY, 1993). Em uma contração, as fibras musculares sofrem despolarizações, produzindo atividade elétrica que se manifesta como potencial de ação da unidade motora (GUYTON & HALL, 1997; BERNE & LEVY, 2000). A eletromiografia é essencialmente o registro da atividade da unidade motora. Esse registro permite o acompanhamento de variáveis associadas ao desempenho do músculo estudado, tais como força produzida e a velocidade de propagação do potencial de ação (PORTNEY, 1993).

A eletromiografia de superfície é um recurso que pode ser utilizado para análise e entendimento do comportamento fisiológico do músculo durante a aplicação da EENM, e para a avaliação da ocorrência de fadiga muscular. Esse método possibilita monitoramento do estado do músculo por meio da captação dos sinais bioelétricos gerados em uma atividade muscular (GUYTON & HALL, 1997; BERNE & LEVY, 2000). O sinal eletromiográfico pode servir como referência para qualificar a atividade que o músculo está desenvolvendo em determinado instante. Tal sinal é importante, pois fornece uma resposta se a estimulação está sendo eficiente e se haverá necessidade de aumento ou redução da intensidade (GRAUPE *et al.*, 1983).

Os parâmetros convencionais analisados a partir do sinal eletromiográfico incluem: nível de atividade muscular (amplitude do sinal eletromiográfico), valor eficaz ou RMS (*root mean square*) e frequência mediana ou frequência de média potência (*median frequency* – MDF ou *mean power frequency* – MPF) (BILODEAU *et al.*, 2003).

Os parâmetros de nível de atividade muscular e valor RMS estão relacionados à amplitude do sinal de EMG, e representam a intensidade da contração. Já os parâmetros de MDF ou MPF estão relacionados à frequência do sinal, e representam a ordem de recrutamento das unidades motoras.

2.8.1.1 Relação entre EMG e força muscular

Existe uma relação entre o sinal de EMG e a força muscular. Ocorre um aumento na resposta do EMG à medida que aumenta a tensão muscular, desde que o comprimento muscular não sofra alterações (isto é, durante uma contração isométrica) (O'SULLIVAN & SCHMITZ, 1993).

2.8.1.2 Relação entre EMG e fadiga muscular na contração voluntária e com EENM

Alguns parâmetros do sinal de EMG apresentam alterações após uma contração sustentada ou sucessivas contrações. Ocorre uma diminuição na frequência mediana ou frequência média dos músculos do quadríceps nas extensões isocinéticas do joelho, no músculo gastrocnêmio durante a flexão plantar isocinética e em outros músculos durante contrações repetitivas. Por outro lado, a amplitude do sinal eletromiográfico aumenta durante esforços repetidos submáximos, e diminui durante esforços dinâmicos máximos (BILODEAU, *et al.*, 2003; LI *et al.*, 2004).

Durante contrações estáticas sustentadas ocorrem algumas mudanças características como o aumento na amplitude do sinal (RMS) e a compressão do espectro de potência do sinal eletromiográfico para as menores frequências, identificando a fadiga muscular (YOSHITAKE *et al.*, 2001; MADELEINE *et al.*, 2002b; TARATA, 2003; LARSSON *et al.*, 2006). Os sinais eletromiográficos durante contrações estáticas geralmente são considerados reprodutíveis e válidos (GERDLE, LARSSON & KARLSSON, 2000).

No trabalho realizado por Merletti *et al.* (1990), foram elaborados os gráficos da velocidade de condução com relação ao tempo de estimulação. Compararam-se dois níveis diferentes de estimulação (intensidade de corrente), e os resultados indicaram que quanto maior a intensidade de corrente, a velocidade de condução tende a diminuir mais rapidamente do que quando é aplicada uma amplitude de corrente menor (MERLETTI, KNAFLITZ & DELUCA, 1990). Merletti *et al.* (1990) também avaliaram este sinal no domínio da frequência. Os resultados obtidos demonstraram que a frequência mediana diminui em função do tempo, porém, na mesma proporção em estimulações com alta e baixa intensidade de corrente (MERLETTI, KNAFLITZ & DELUCA, 1990).

Em um trabalho realizado por Bilodeau *et al.* (2003), o sinal eletromiográfico foi analisado em comparação com diferentes níveis de força, gerados pela contração voluntária e controlados por um dinamômetro. Ocorre um aumento na amplitude do sinal EMG com o aumento do nível de contração, e um aumento do espectro de potência da frequência (ou MPF) com relação ao aumento do nível de contração muscular, até aproximadamente 80% da força máxima. Após este nível, observa-se um platô e um decréscimo da MPF quando o nível da contração tende ao valor máximo (BILODEAU *et al.*, 2003).

Durante a captação do sinal de EMG de músculos eletricamente estimulados, a corrente elétrica influencia o sinal e forma os artefatos de estímulo. Este artefato tem o formato da letra M, e a onda formada é conhecida como onda M (CHESLER & DURFEE, 1997; DIMITROVA *et al.*, 2005) (Figura 15).

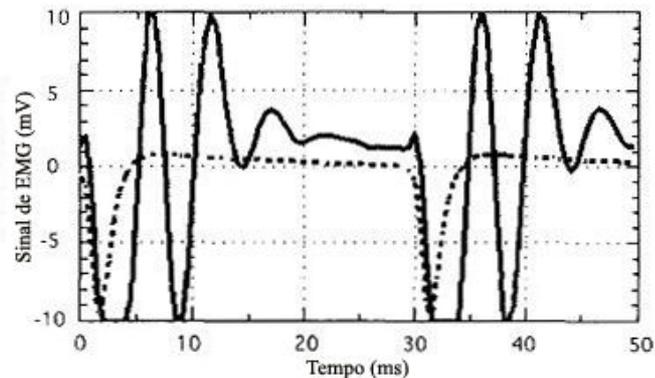


FIGURA 15 – Formato da onda M (CHESLER & DURFEE, 1997).

A aquisição do sinal de EMG geralmente é realizada nos períodos entre os pulsos, ou o sinal captado durante os pulsos é processado para eliminar estes artefatos (MERLETTI, KNAFLITZ & DELUCA, 1990; CHESLER & DURFEE, 1997; MIZRAHI *et al.*, 1997; DIMITROVA *et al.*, 2005). Dentre as medidas adotadas para a redução do artefato de estímulo está o posicionamento correto dos eletrodos (eletrodos de captação separados 5 mm, eletrodos de estimulação e de captação separados 10 mm e eletrodo de referência em local sem passagem de corrente elétrica) e utilização de filtros (DIMITROVA *et al.*, 2005).

2.8.2 Mecanomiografia (MMG)

Uma vibração mecânica na pele sobre um músculo em contração é produzida por mudanças dimensionais laterais de um número de fibras musculares ativas (AKATAKI *et al.*, 2003). Este sinal tem sido denominado com variedade na literatura, como: aceleromiograma,

som muscular, miograma acústico, som miograma, vibro miograma e fonomiograma. Mais recentemente, com o objetivo de indicar claramente a natureza do sinal, o termo mecanomiograma de superfície tem sido sugerido (ORIZIO, 1993; MAMAGHANI *et al.*, 2002). Este é um termo mais preciso e global do que os outros, pois enfatiza a natureza mecânica do fenômeno independente do transdutor utilizado para detectá-lo (MAMAGHANI *et al.*, 2002).

A captação do mecanomiograma ocorre por meio da mecanomiografia. Esta técnica surge para monitorar a força muscular pela ressonância muscular, e tem sido utilizada para estudar aspectos mecânicos da contração muscular (ORIZIO, 1993). Sons de baixa frequência produzidos durante a contração muscular podem ser gravados por um sensor posicionado na pele sobre o músculo em contração (SHINOHARA *et al.*, 1997).

Esta técnica pode ser chamada de mecanomiografia (MMG), fonomiografia, vibromiografia, etc (SHINOHARA *et al.*, 1997). O maior fator de contribuição para o som muscular é a atividade mecânica do músculo que, por sua vez, é influenciada pela ordem de recrutamento das unidades motoras (ORIZIO *et al.*, 1993).

A amplitude do sinal mecanomiográfico é gerada por oscilações laterais das fibras musculares esqueléticas e é dependente do número de unidades motoras ativas, assim como do comprimento muscular e sua hígidez (BAJAJ *et al.*, 2002; COBURN *et al.*, 2005). Tem-se sugerido que as oscilações laterais são devido: (a) ao movimento grosso lateral do músculo no início da contração; (b) às oscilações laterais subseqüentes menores que ocorrem na frequência de ressonância do músculo; e (c) às mudanças dimensionais das fibras musculares ativas (COBURN *et al.*, 2005).

A mecanomiografia pode ser útil para a investigação das características mecânicas do músculo nas áreas da fisiologia, medicina clínica e reabilitação. O MMG de superfície é o resultado da somatória dos sinais emitidos de um número de unidades motoras ativas, mediadas e moduladas pela arquitetura do complexo músculo-tendão, gordura e pele. Para considerar as características mecânicas de um músculo a partir da captação do sinal de MMG, é fundamental determinar como as propriedades contráteis e as características da ativação de unidades motoras contribuem para o sinal de MMG (YOSHITAKE *et al.*, 2002).

Clinicamente, a MMG pode ser utilizada para examinar desordens neuromusculares, incluindo paralisia cerebral, distrofia miotônica, desordens craniomandibulares, dor lombar crônica e severa, fadiga muscular, atrofia muscular esquelética, e como um mecanismo de controle externo de próteses (BECK *et al.*, 2004a).

Os parâmetros avaliados no sinal de MMG são os mesmos avaliados no sinal de EMG de superfície. São eles: nível de atividade muscular (amplitude do sinal mecanomiográfico), valor eficaz ou RMS e frequência mediana ou frequência de média potência (YOSHITAKE *et al.*, 2001; TARATA, 2003) (Figura 16). O valor RMS está relacionado com a amplitude do sinal de MMG, e representa a intensidade da contração muscular. Já a MDF ou a MPF estão relacionadas à frequência do sinal de MMG, representando a ordem de recrutamento das unidades motoras (ordem em que as unidades motoras são ativadas, de acordo com o tipo de fibra muscular) (TARATA, 2003).

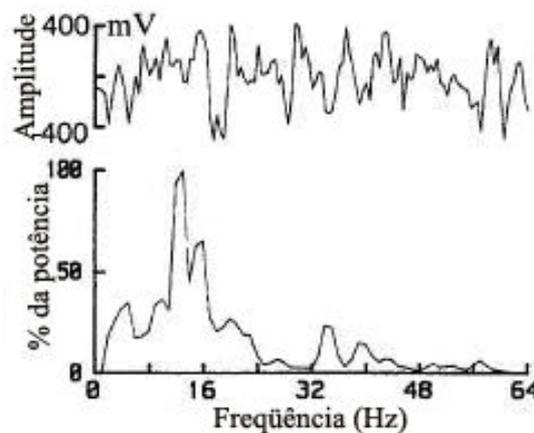


FIGURA 16. Exemplo de sinal de MMG, no domínio do tempo e no da frequência (YOSHITAKE *et al.*, 2001).

O domínio da frequência dos sinais de MMG e de EMG proporciona informações referentes à ativação das unidades motoras. Especificamente, sugere-se que a componente de frequência do sinal de MMG (como, por exemplo, a MMG_{MPF}) está relacionado à ordem de ativação global de unidades motoras ativadas, enquanto a frequência central do sinal de EMG proporciona informação referente à velocidade de condução de fibras musculares ativadas.

2.8.2.1 Relação entre MMG e força muscular

O sinal de MMG pode ser avaliado em resposta às contrações musculares voluntárias (PERRY-RANA *et al.*, 2003; BECK *et al.*, 2004a, BLANGSTED *et al.*, 2005; MADELEINE & ARENDT-NIELSEN, 2005; GOBBO *et al.*, 2006). Beck *et al.* (2004a) realizaram um estudo relacionando a força com o sinal mecanomiográfico (BECK *et al.*, 2004a). Os

parâmetros avaliados foram amplitude e frequência do sinal, e foi possível observar que existe uma relação entre o sinal de MMG e torque durante a contração voluntária (BECK *et al.*, 2004a).

Os sons produzidos por músculos contraídos são reflexos da “contrapartida mecânica” da ativação das unidades motoras mensurada pela EMG (SMITH *et al.*, 1997). A mensuração simultânea da EMG e da MMG pode ser usada para monitorar a dissociação entre os eventos elétricos e mecânicos (acoplamento excitação – contração) que ocorrem na fadiga, examinar fatores relacionados com o atraso eletromecânico e fonomecânico e fornecer informação diagnóstica sobre doenças musculares (BARRY, GORDON & HINTON, 1990; BECK *et al.*, 2004a).

2.8.2.2 Relação entre MMG e fadiga muscular

Na presença da fadiga, o sinal de MMG comporta-se de forma semelhante à EMG, com um deslocamento do espectro para as menores frequências e uma redução na amplitude do sinal, segundo Tarata (2003). Outros aspectos observados no sinal de MMG durante a fadiga muscular serão descritos no Capítulo 5.

No estudo realizado por Tarata (2003), comparando a MMG com a EMG como métodos de avaliação de fadiga muscular, os resultados indicaram uma enorme oscilação nos valores de MMG_{MPF} (Figura 17).

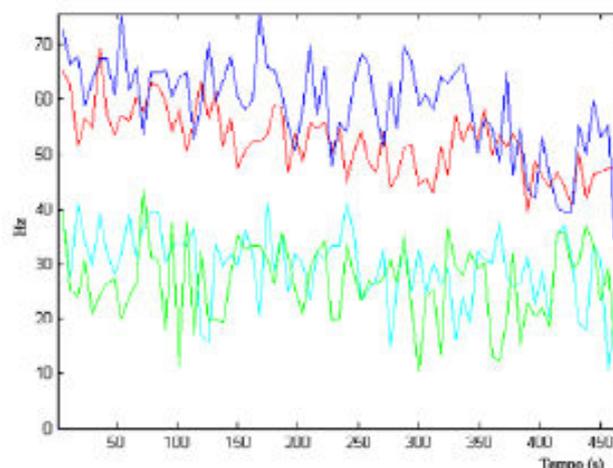


FIGURA 17 - Evolução da MPF do sinal de EMG (vermelho e azul) e MMG com o aumento da fadiga (tons de verde) para os músculos bíceps e braquirradial (TARATA, 2003).

2.8.2.3 Tipos de sensores utilizados na mecanomiografia

Para a captação do sinal mecanomiográfico, existem vários tipos de sensores descritos na literatura: microfones (SHINOHARA *et al.*, 1997; YOSHITAKE *et al.*, 2002; SILVA & CHAU, 2005), cristal piezoelétrico (CRAMER *et al.*, 2002), acelerômetros (MADELEINE *et al.*, 2002; GREGORI, GALIÉ & ACCORNERO, 2003; TARATA, 2003; WATAKABE *et al.*, 2003; CESCOON *et al.*, 2006) e sensores de distância a laser (ORIZIO, 1993).

Na maioria dos estudos realizados para captação do sinal mecanomiográfico, são utilizados acelerômetros piezoelétricos. Um exemplo é o estudo realizado por Madeleine *et al.* (2002), que utilizaram um sensor de acelerometria com sensibilidade de 2,9 g, e o trabalho realizado por Gregori *et al.* (2003), no qual utilizaram um sensor com sensibilidade de 2 g unidimensional, considerado mais sensível do que o anterior (MADELEINE *et al.*, 2002; GREGORI, GALIÉ & ACCORNERO, 2003).

Existe uma relação entre tamanho do acelerômetro e sua sensibilidade, como exemplificado na Tabela 1.

TABELA 1 - Relação entre valor máximo de aceleração e sensibilidade do acelerômetro (MMA7260Q, 2006).

Valor máximo de aceleração (g)	Sensibilidade (mV/g)
1,5	800
2	600
4	300
6	200

2.8.2.4 Eixos do acelerômetro

Os acelerômetros podem ser classificados em monoaxial, biaxial e triaxial, de acordo com o número de eixos que são mensurados. O acelerômetro do tipo triaxial detecta a aceleração em 3 eixos (Figura 18).

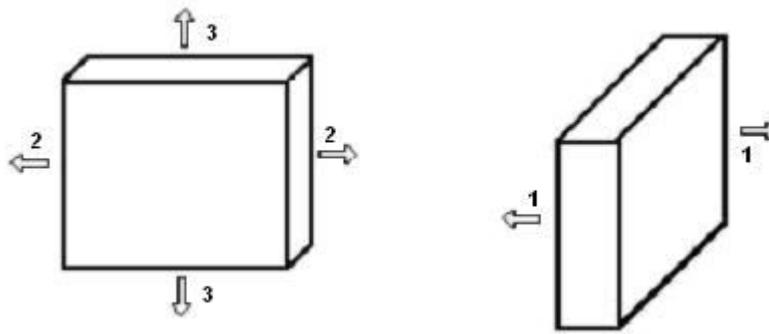


FIGURA 18 - Direção da aceleração medida por acelerômetro triaxial.

Como a força produzida por um músculo é dependente do vetor de aceleração em várias direções devido ao sentido das fibras musculares (como indica a ilustração do músculo reto femoral na Figura 30), é importante que o acelerômetro utilizado possibilite a captação da aceleração em direções variadas. Desta forma, viabiliza a captação do sinal nos eixos que caracterizam o sentido do encurtamento da fibra muscular durante sua contração.

2.8.3 Dinamometria Isocinética

A dinamometria isocinética tem sido utilizada na prática clínica e no exercício da ciência. Desde a construção do primeiro dinamômetro isocinético, as pesquisas, na sua grande maioria, envolvem a articulação do joelho (DVIR, 2002). Porém, outras articulações (ombro, quadril, tornozelo, cotovelo, punho), em diversos movimentos (rotação interna e rotação externa, flexão e extensão, abdução e adução, desvio radial e desvio ulnar, plantiflexão e dorsiflexão), podem ser avaliadas (DVIR, 2002).

Um dinamômetro isocinético é um instrumento que controla a velocidade constante, enquanto ajusta a máxima resistência à medida que a parte move-se em sua amplitude. O controle de velocidade num dinamômetro comumente pode ser regulado na velocidade de 0 a 300°/s, enquanto a faixa monitorada de produção de torque situa-se entre 0 e 448Nm (O'SULLIVAN & SCHMITZ, 1993).

A utilização do dinamômetro isocinético em uma avaliação do controle motor permite que o terapeuta monitore diversas características importantes do desempenho motor, incluindo a produção de torque, amplitude de movimento ou arco de excursão atingido, velocidade de desenvolvimento de tensão, e os intervalos de tempo entre a ação recíproca dos músculos.

Assim, o aparelho permite a avaliação quantitativa do controle de torque, sincronização e ação muscular recíproca (O'SULLIVAN & SCHMITZ, 1993).

Além de ser utilizado para avaliação, este recurso também pode ser utilizado para reabilitação, visto que a velocidade do movimento pode ser controlada. A graduação do torque pode ser observada no *display* do equipamento, fornecendo um *feedback* ao paciente do seu desempenho. Existem opções de variadas velocidades angulares, modos isocinéticos (concêntrico, excêntrico), modos isotônico, ativo assistido e até mesmo passivo. Conhecer a capacidade real por meio da dinamometria isocinética, permite que os sujeitos tenham um melhor encaminhamento de um tratamento específico (ANDERSEN & JAKOBSE, 1997).

Por se tratar de um método de avaliação da força (pico de torque, potência, resistência), a dinamometria isocinética tem sido vastamente utilizada para validar outros métodos de avaliação da força e, conseqüentemente, da fadiga muscular. A partir da avaliação dos valores máximos de contração voluntária (CVM), podem ser realizados testes submáximos para avaliar a evolução da capacidade muscular em vários níveis de contração (BECK *et al.*, 2004a; COBURN *et al.*, 2005). Alguns estudos relacionam a contração voluntária máxima obtida através da dinamometria isocinética como meio para avaliar outras técnicas, como a EMG (BECK *et al.*, 2004b; HOSTENS *et al.*, 2004; ALMEIDA, FREITAS & MARCONI, 2006) e a MMG (AKATAKI *et al.*, 2003; BECK *et al.*, 2004a; BECK *et al.*, 2005; GOBBO *et al.*, 2006).

A dinamometria isocinética também pode ser utilizada associada à EENM para delimitar a intensidade da corrente desejada e para realizar contrações submáximas controladas (GOBBO *et al.*, 2006).

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA

Neste capítulo, descreve-se a metodologia desenvolvida para a captação de sinais mecanomiográficos e de torque durante a aplicação de um protocolo de estimulação elétrica neuromuscular com o intuito de verificar quais são as alterações que ocorrem nestes parâmetros na presença de fadiga muscular. Inicialmente, entretanto, foram realizados testes de bancada e o ensaio de conformidade do estimulador, para avaliar o sistema de captação do sinal mecanomiográfico e o estimulador elétrico utilizados, respectivamente.

Apresenta-se, também, o protocolo de estimulação elétrica elaborado para realização da pesquisa, para depois serem descritas a aplicação do protocolo, a instrumentação necessária para a captação do sinal mecanomiográfico e sua análise estatística.

3.1 Testes de Bancada

O sistema de mecanomiografia (sensor, circuitos analógicos e programação do *software*) foi avaliado a partir da geração de sinais de diferentes frequências com o gerador-amplificador PASCO *Digital Function*¹ (Figura 19). Para a geração de vibrações nas frequências determinadas, foram realizados dois testes. O primeiro foi a utilização de um vibrador mecânico (Figura 19) para reproduzir o que foi programado no gerador de frequências, e para avaliar a partir do sensor de mecanomiografia (acelerômetro) se as frequências medidas coincidem com as geradas. O segundo teste envolveu a utilização de um alto-falante *subwoofer*² para que este vibrasse na frequência programada no gerador, também para avaliar a partir da utilização do acelerômetro se as frequências medidas coincidem com as frequências geradas.

¹ modelo PI-9587C

² modelo TSW256DVC, marca PIONEER

As frequências geradas nesses dois testes foram 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 25, 30, 35 e 40 Hz, respectivamente, com precisão de duas casas decimais.

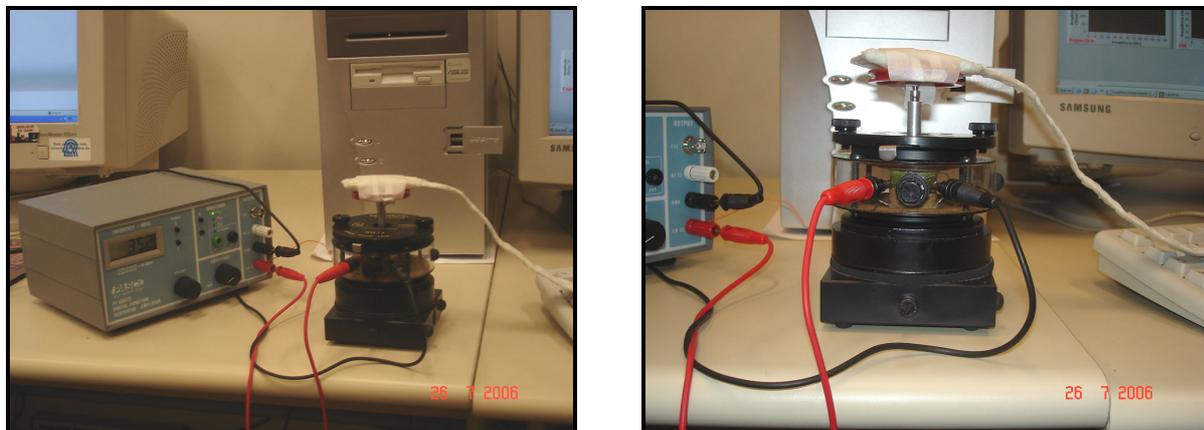


FIGURA 19 - Realização do teste com vibrador mecânico utilizando um gerador de frequências.

3.2 Ensaio de Conformidade com o Estimulador

Foram realizados ensaios de desempenho elétrico do estimulador elétrico³. Os testes de qualidade e segurança do equipamento haviam sido realizados pelo fabricante, por se tratar de um equipamento sem uso.

Para a mensuração da frequência, amplitude da tensão de saída e período do estímulo, foi utilizado um osciloscópio digital⁴, pré-calibrado pela fábrica e um circuito para simular a impedância biológica (utilizando uma carga de 500Ω) (NOHAMA *et al.*, 2006). Para coleta dos dados dos equipamentos, utilizou-se o *software WaveStar*⁵.

Com relação à exatidão dos dados de operação (a uma tensão de 127 V - tensão nominal de rede), foram testados estímulos variando a frequência (50 e 100 Hz), largura de pulso ($100\mu\text{s}$, $200\mu\text{s}$, $300\mu\text{s}$ e $400\mu\text{s}$), em toda a faixa de amplitude da tensão regulada pelo controle do estimulador (0 a 78 – unidade arbitrária).

³ modelo Endophasys NMS 0501 da marca KLD

⁴ marca Tektronix® TDS 2024B

⁵ da Tektronix®

3.3 Elaboração do Protocolo Experimental

Quando da elaboração do protocolo experimental, definiram-se os critérios de inclusão e exclusão de voluntários; o equipamento que seria utilizado para gerar a EENM e suas funções; os instrumentos que seriam empregados para a avaliação da força e do sinal mecanomiográfico; o posicionamento adequado dos eletrodos de estimulação e do sensor de aceleração; e quais seriam os parâmetros programados para gerar a EENM.

Quanto aos critérios de inclusão e exclusão dos voluntários que participaram da pesquisa, foram incluídos nessa pesquisa indivíduos saudáveis, do sexo masculino, sedentários e que estivessem na faixa etária de 20 a 40 anos e com IMC (índice de massa corporal) semelhante. Foram excluídos da pesquisa os indivíduos que sentissem algum desconforto forte durante a aplicação do protocolo (interrompendo assim o ensaio), voluntários obesos e com limiar muito alto para a contração provocada pela EENM (não alcançando, assim, a intensidade de contração pré-estabelecida para os ensaios). Os voluntários foram instruídos a não realizarem atividade física pelo menos 48 h antes da realização dos ensaios.

Todos os voluntários foram submetidos a um protocolo de avaliação isocinética⁶ para determinar a CVM (possibilitando o cálculo da intensidade da estimulação utilizada na potencialização e no ensaio) (avaliação descrita no item 3.4.3).

O equipamento selecionado para a realização dos ensaios foi o estimulador elétrico modelo Endophasys NMS0501 da marca KLD (Figura 20), regulado no modo FES PAM (modulação por amplitude de pulso). Este equipamento foi ajustado com parâmetros diferentes para a potencialização e os ensaios (como descrito nos itens 3.4.4 e 3.4.5, respectivamente).

Este equipamento foi selecionado por apresentar uma variedade de correntes excitatórias tais como a corrente farádica, galvânica, Russa, a FES, dentre outras. Este equipamento também possibilita a seleção da frequência de estimulação, da duração do pulso (com variações em duração e amplitude de pulso para reduzir o efeito de acomodação nos tecidos), da intensidade da estimulação e com memória para os ensaios pré-selecionados.

⁶ utilizando o modelo NORM 7000 da Cybex®

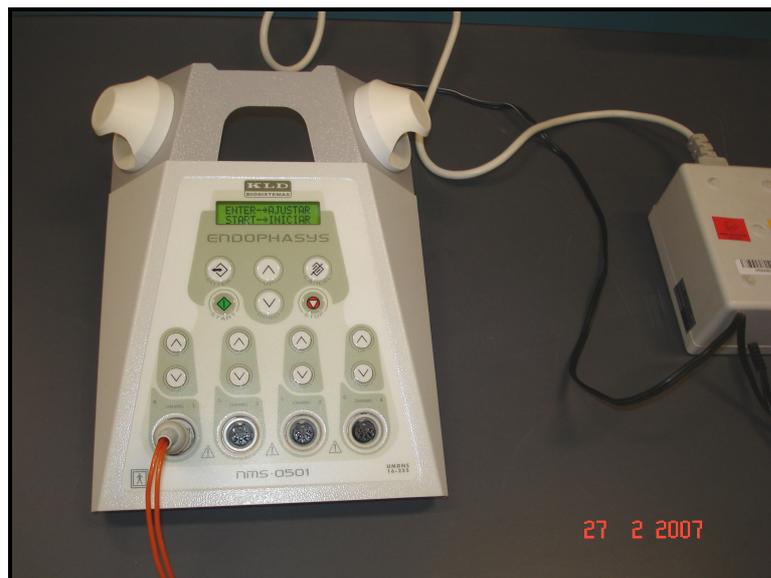


FIGURA 20 - Estimulador Elétrico.

Com relação aos parâmetros da aplicação da EENM, foram considerados: (a) a frequência utilizada para gerar a contração muscular do quadríceps; (b) a intensidade da corrente; (c) a largura de pulso; e (d) o tempo de estimulação (Tabela 2).

Antes dos ensaios, realizou-se a fase de potencialização para promover a contração mais efetiva das fibras musculares durante os ensaios. Esta fase foi realizada, pois, em ensaios preliminares, grande parte dos voluntários não conseguiu alcançar ou demorou a alcançar a intensidade de corrente estipulada para os ensaios. Para padronizar a aplicação da EENM, a fase de potencialização foi aplicada em todos os voluntários. A frequência selecionada foi a de 100Hz para a fase de potencialização (parâmetros estimulatórios descritos na Tabela 2 e no item 3.4.4), como descrita em estudos anteriores (GOBBO *et al.*, 2006).

Já nos ensaios de estimulação, a frequência utilizada foi 50Hz (parâmetros estimulatórios descritos na Tabela 2 e no item 3.4.5), frequência esta capaz de produzir uma contração contínua e sem fibrilações das fibras musculares do quadríceps femoral.

O posicionamento dos eletrodos de estimulação também foi importante na elaboração do protocolo. Inicialmente, foram testados os pontos de estimulação segundo a técnica de estimulação transcutânea do nervo motor, descrita por Scheeren (2002). Como nesta técnica um eletrodo é posicionado sobre o nervo motor, o nervo femoral foi localizado e um dos eletrodos foi posicionado na pele sobre este nervo (Figura 13) durante a realização de testes preliminares. A corrente aplicada não era polarizada, portanto, o eletrodo posicionado sobre o nervo motor era indiferente (não houve polarização do estímulo em um sentido apenas, entre os 2 eletrodos). O outro eletrodo foi posicionado distalmente, em uma região de ventre

muscular (localizado acima da região do tendão suprapatelar). Este teste foi realizado para determinar qual o posicionamento de eletrodos que causava maior força mantendo a intensidade de estímulo e a corrente.

Para a captação do sinal de MMG e de torque durante a aplicação do protocolo de estimulação, foi desenvolvida uma instrumentação específica, descrita no item 3.5, com o eletrodo de captação do sinal de MMG posicionado no ventre do músculo reto femoral. Os parâmetros avaliados foram: valor RMS (que fornece informações sobre a amplitude do sinal), MPF (que fornece informações sobre a frequência, dividindo o espectro da potência ao meio) e o torque (mensurado pelo dinamômetro isocinético e repassado para a placa de aquisição do computador na forma analógica para ser processado no pelo programa elaborado em plataforma LabVIEW).

TABELA 2 - Protocolo de aquecimento, avaliação isocinética e ensaio de EENM.

PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO E DE APLICAÇÃO DA EENM
Aquecimento na bicicleta ergométrica por 5 min
Aquecimento no Dinamômetro Isocinético:
Contração submáxima por 5 s (30% da CVM percebido pelo voluntário)
Contração submáxima por 5 s (60% da CVM percebido pelo voluntário)
Contração submáxima por 5 s (100% da CVM percebido pelo voluntário)
Repouso de 2 min
Avaliação no Dinamômetro Isocinético:
Contração máxima por 5 s
Repouso de 2 min
Contração máxima por 5 s
Repouso de 2 min
Contração máxima por 5 s
Repouso de 2 min
Potencialização com EENM:
Estimulação a 10% da CVM
Estimulação por 5 s, repouso de 5 s (3 repetições)
Frequência de 100 Hz
Largura de pulso de 400 μ s
Repouso de 2 min
Ensaio de estimulação:
Estimulação a 30% da CVM
Estimulação por 120 s contínuos após atingir uma corrente estável
Frequência de 50 Hz
Largura de pulso de 400 μ s
Captação contínua do sinal de MMG e de torque durante todo o protocolo

3.4 Aplicação do Protocolo Experimental de EENM

3.4.1 Amostra

O protocolo experimental foi aplicado em 10 indivíduos saudáveis, do sexo masculino, com idade média de 26,7 anos (entre 20 e 38 anos), com altura média de 1,77m (entre 1,71 e 1,92 m), massa média de 79,6 kg (entre 66 e 98 kg) e com IMC médio de 25,17 (entre 22,30 e 29,58). Todos os voluntários estavam cientes do protocolo a ser realizado e consentiram por escrito através de um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice I). Esta pesquisa passou por avaliação e aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da PUCPR CAAE nº 0001.0.084.000-05 (certificado de aprovação para apreciação ética) (Apêndice II). O projeto teve a aprovação do comitê de ética em uma fase anterior ao desenvolvimento da mecanomiografia (naquela oportunidade, aplicar-se-ia a eletromiografia de superfície como método de avaliação).

Os testes foram realizados na Clínica de Fisioterapia da PUCPR, local onde se encontra o dinamômetro isocinético.

Antes do posicionamento dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela tricotomia e pela limpeza da pele com álcool, com a finalidade de remover células mortas e a oleosidade da pele.

3.4.2 Aquecimento na bicicleta ergométrica e posicionamento no dinamômetro isocinético

Inicialmente, os voluntários realizaram um aquecimento na bicicleta ergométrica por um período de 5 min. Após o aquecimento na bicicleta ergométrica, os voluntários foram posicionados na cadeira do dinamômetro isocinético para realizarem o teste de força e para a aplicação do protocolo de estimulação. O quadril foi posicionado e fixado a 100° e o eixo do joelho do membro inferior a ser avaliado foi posicionado no mesmo eixo do dinamômetro (Figura 21). Também foi realizada a calibração do dinamômetro para descontar o peso do

membro inferior avaliado antes do início de cada teste. Todos os testes foram realizados com o joelho do membro inferior dominante (lado direito para todos os voluntários).



FIGURA 21 - Posicionamento do voluntário para avaliação isocinética.

3.4.3 Avaliação Isocinética

Os voluntários realizaram um teste submáximo de contração muscular voluntária dos extensores do joelho no dinamômetro isocinético, estando esta articulação fixada a 60° , com três contrações isométricas de 5 s cada repetição (representando 30%, 60% e 100% da contração voluntária máxima – CVM, estipulada por cada voluntário), para aquecimento específico da musculatura. Então, foi realizado o teste de contração voluntária máxima, com três contrações isométricas de 5s cada repetição, exigindo a força máxima do voluntário. Houve um período de repouso de 2 min entre os testes. Assim, foi possível estipular a CVM de cada voluntário, considerando o toque máximo gerado entre as três repetições máximas.

Após a avaliação isocinética, foi respeitado o tempo de 2 min para dar início à potencialização e posterior aplicação do protocolo de estimulação.

3.4.4 Potencialização a 10% da CVM

O protocolo de estimulação elétrica foi baseado nos testes de CVM preliminares. Para a estimulação do quadríceps, foram utilizados dois eletrodos de tipo auto-adesivos da marca Valutrode, modelo 5x9 cm, posicionados de forma a estimular as porções do músculo quadríceps femoral (Figura 22).

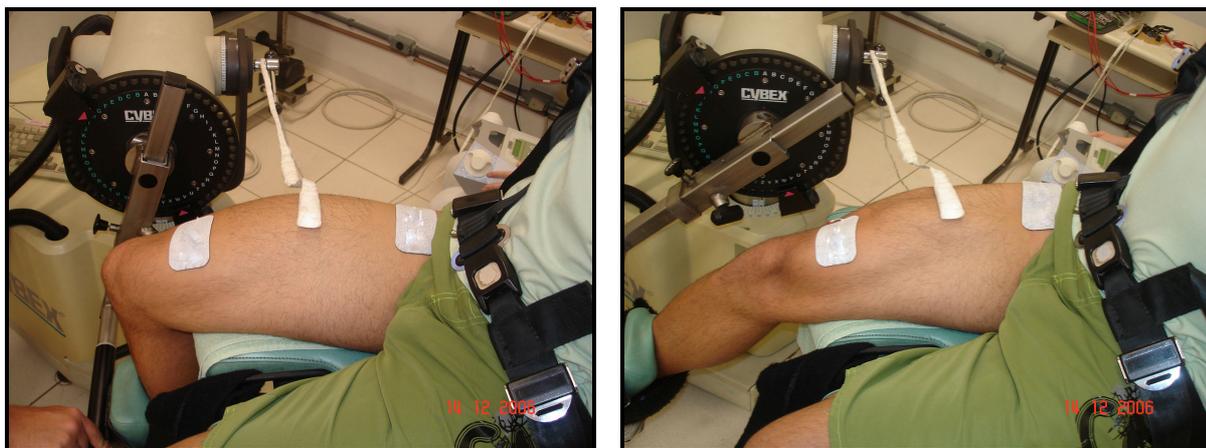


FIGURA 22 - Posicionamento dos eletrodos de estimulação e do acelerômetro, durante o relaxamento e na contração das porções do músculo quadríceps femoral.

Este protocolo teve início com estimulação a uma intensidade de 10% da CVM, corrente elétrica com duração de pulso de 400 μ s e frequência de 100 Hz, com 5 s de estimulação e 5 s de repouso, repetindo três vezes. Esta estimulação teve o objetivo de promover potencialização das unidades motoras e reduzir o tempo e intensidade de estimulação para se alcançar a força de contração desejada. A forma de onda para a frequência de 100 Hz é quadrática e bifásica (Figura 32).

Após a potencialização, foi realizado um repouso de 2 min e, então, aplicado o protocolo de estimulação a 30% da CVM.

3.4.5 Ensaio de Estimulação

No ensaio de estimulação do protocolo desenvolvido, os eletrodos foram mantidos na mesma posição da potencialização; porém, os parâmetros estimulatórios foram diferentes. Foi

aplicada uma corrente quadrática e bifásica com duração de pulso de 400 μ s e frequência de 50Hz (Figura 33), até atingir 30% da CVM. Quando a tensão de saída do estimulador era estabilizada, o tempo da estimulação começava a ser contado. A intensidade da corrente foi mantida por 120s a partir desta estabilização.

3.5 Sistema de Aquisição de Sinais de MMG

Um sistema de captação do sinal mecânico do músculo foi implementado para atender à necessidade de se avaliar a fadiga muscular simultaneamente à aplicação da estimulação elétrica neuromuscular. Um circuito para a aquisição do sinal mecanomiográfico foi projetado no Laboratório de Engenharia de Reabilitação da PUCPR através da acelerometria (FALLER *et al.*, 2007). O acelerômetro utilizado possui um ajuste de sensibilidade que considera o valor da aceleração normal da gravidade (g) para base de cálculo.

O acelerômetro foi configurado com sua maior sensibilidade (1,5 g), variando 800 mV/g. Além disso, este sistema capta variações em três eixos (Figura 23), representando melhor as oscilações que ocorrem no músculo durante a contração muscular.

A placa de aquisição desenvolvida para realizar a captação do sinal é composta por duas faces. Em uma delas foi montado o acelerômetro e o capacitor de desacoplamento de linha e, em outra face, encontram-se dois filtros por eixo, sendo o primeiro um filtro passa-baixa com frequência de corte em 1500 Hz, e o segundo um filtro passa-alta com frequência de corte de 3 Hz. Além disso, a placa é dotada de um conector com 5 pinos, sendo dois destinados à alimentação do acelerômetro e os demais destinados aos sinais analógicos de entrada (Figuras 24).

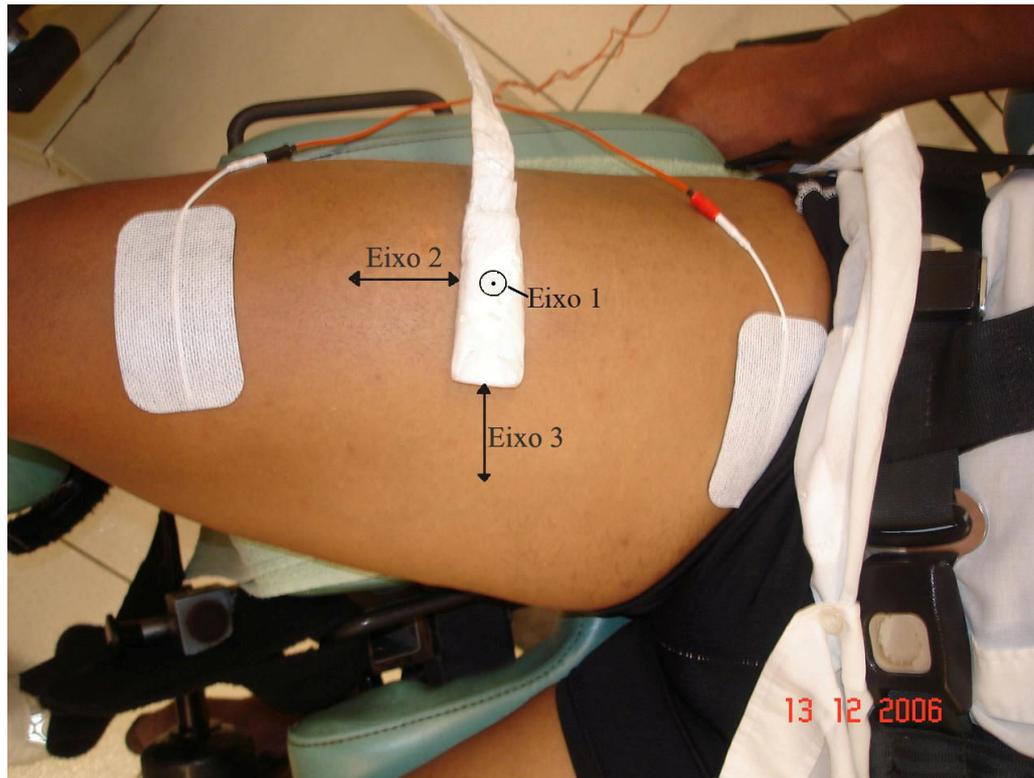


FIGURA 23 – Eixos do acelerômetro.

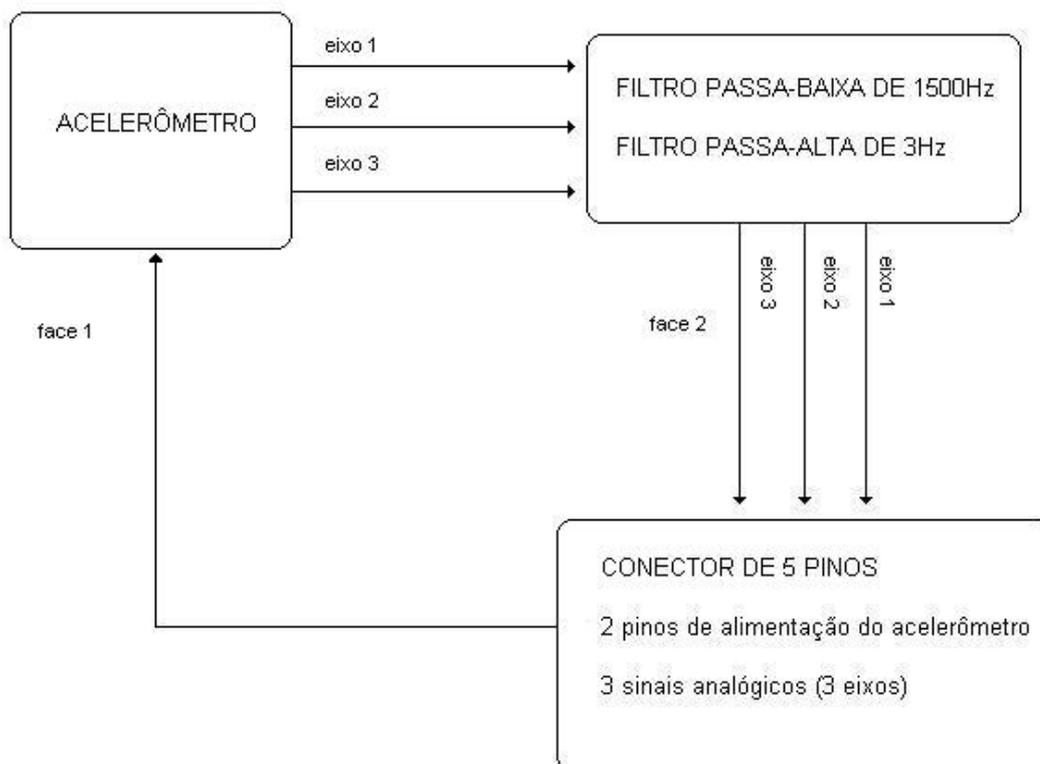


FIGURA 24 - Diagrama de blocos da placa do acelerômetro e dos filtros.

O sistema também é composto por um circuito situado a 10 cm do acelerômetro, cujo objetivo é pré-amplificar o sinal captado e regular a tensão de 3,3 V necessária para a alimentação do acelerômetro. A utilização de um amplificador o mais próximo possível da fonte geradora faz-se necessário para evitar que o ruído captado pelo cabo condutor tenha maior intensidade que o sinal de interesse (Figura 25).

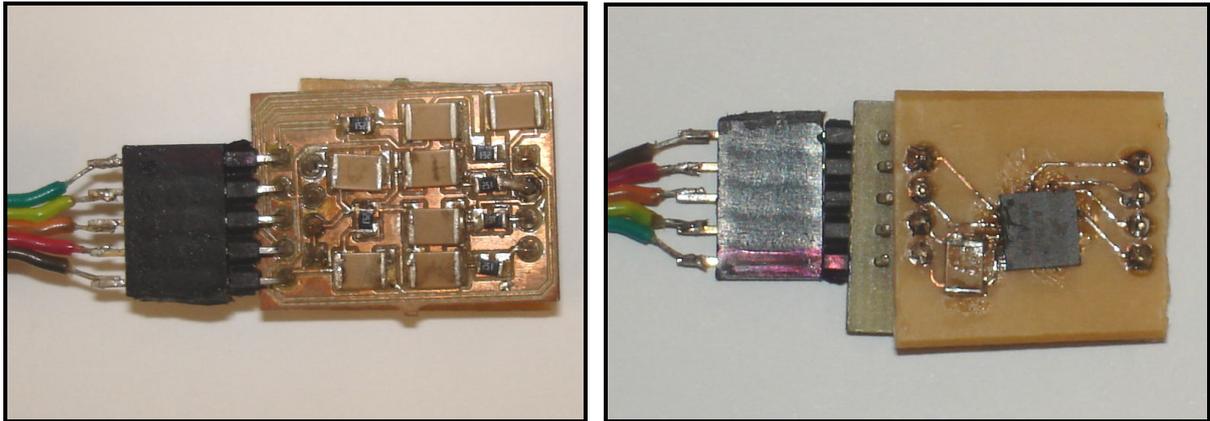


FIGURA 25 - Faces da placa de aquisição: a) filtros e b) acelerômetro.

Os sinais dos 3 eixos de MMG e o de torque foram captados simultaneamente à aplicação da corrente elétrica durante a potencialização e o protocolo de estimulação elétrica. O sensor de mecanomiografia foi posicionado na pele com uma fita dupla face sobre o ventre do músculo reto femoral.

O sinal de MMG foi filtrado analogicamente e pré-amplificado. Após ser pré-amplificado, foi aplicado na entrada de uma placa de aquisição de dados⁷ para digitalização da aquisição realizada com acelerômetro. Também o sinal de torque (da interface com o dinamômetro isocinético⁸) sofreu o mesmo processo de digitalização (Figura 26).



FIGURA 26 - Diagrama de blocos da aquisição dos sinais de MMG e de torque.

⁷ Data Translation™

⁸ CYBEX® modelo Norm 7000

O sinal digitalizado, por sua vez, foi processado e analisado utilizando-se o *software* LabVIEW⁹. Com a utilização desse *software*, o sinal de MMG digitalizado foi filtrado com um filtro Butterworth de 10ª ordem, passa-faixa de 4 a 40 Hz. Empregou-se a Transformada Rápida Discreta de Fourier (FDFT) com Janela de Hanning de 1s para se obter o sinal no domínio da frequência. Efetuou-se, ainda, uma correção da Densidade do Espectro de Potência (PSD) após esse janelamento. O sinal de torque não foi filtrado digitalmente. A frequência de amostragem foi de 1kHz, tanto para o sinal de MMG como para o de torque.

Após a conversão desses parâmetros para o ExcelTM, foi possível observar os dados e analisar os padrões encontrados nos sinais.

3.6 Captação do Sinal de MMG e de Torque

Antes da realização dos ensaios, foi possível preencher um registro com as informações do voluntário na tela do programa desenvolvido em plataforma LabVIEW, contendo campos para completar com informações sobre o ensaio e sobre os sinais (Figura 27).

Os dados extraídos de cada eixo do sinal de MMG e disponíveis para serem observados na tela principal no momento da aquisição dos sinais foram: amplitude do sinal (V), MMG_{pp} (V_{pp}), valor RMS (V_{rms}) e MF (ou MPF – *mean power frequency*); O torque foi exibido na sua amplitude, expressa em volts (V) e não em Nm (Figura 28).

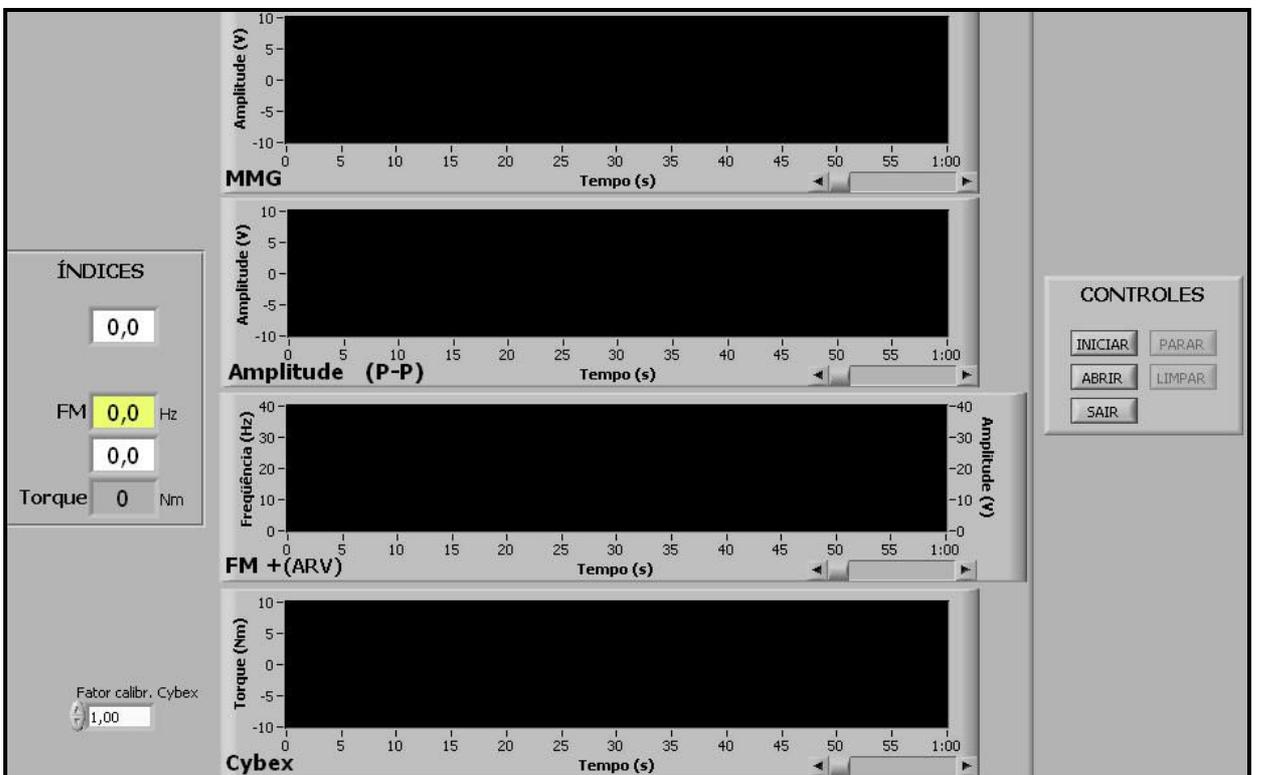
Apesar das outras opções, os parâmetros do sinal de MMG analisados para a realização desta pesquisa foram os valores RMS e de MF (ou MPF) do sinal de MMG (MMG_{RMS} e MMG_{MPF}, respectivamente), além do sinal do torque. Durante a realização de cada ensaio, foi gerado um arquivo no formato EDF¹⁰. O EDF é um formato de arquivo simples e flexível para extrair e armazenar sinais biológicos multicanais (EBIED, KEMP & FROSTICK, 2004). Esse arquivo possui informações sobre os dados preenchidos na tela de informações, e também dados sobre os sinais captados.

⁹ versão 6.1, National Instruments, Austin, TX

¹⁰ *European Data Format*

Informações do paciente							
Código	Sexo	Data de Nascimento					
X	M	15	JULHO	1980			
Nome		Sobrenome					
X		X					
Informações do ensaio							
Início da gravação				Código do ensaio			
15	JULHO	1980		X			
				Código do responsável			
				X			
				Código do equipamento			
				X			
Informações dos sinais							
Sinal 1	Min	Máx	Grandeza	Sinal 2	Min	Máx	Grandeza
MMG	-10	10	V	Torque	0	500	V
Transdutor				Transdutor			
Acelerometro analogico 1.5g 800mV/g				strain gauge (Cybex Norm 7000)			
Pré-filtragem				Pré-filtragem			
/HW/ LP: HP: N: /SW/ LP: HP: N:				/HW/ LP: HP: N: /SW/ LP: HP: N:			

CONTROLES

FIGURA 27 - Tela de registro do *software*.FIGURA 28 - Tela principal do *software* de aquisição.

Quando este arquivo EDF é aberto no visualizador criado no LabVIEW (Figura 29A), torna-se possível selecionar qual o eixo do MMG e o intervalo de tempo desejados, e gerar uma planilha Excel. Esta última opção possibilitou gerar um arquivo em Excel™ com os dados dos valores de MMG_{RMS} , MMG_{MPF} e de torque, a cada segundo (Figura 29B).

Neste visualizador também é possível observar o sinal de MMG no domínio do tempo, bem como o valor MMG_{RMS} , MMG_{MPF} e o valor do torque, por segundo. Estes valores foram obtidos a partir da média das amostras do último segundo. É possível realizar a correlação entre os parâmetros dos sinais de MMG e de torque (Figura 29C).

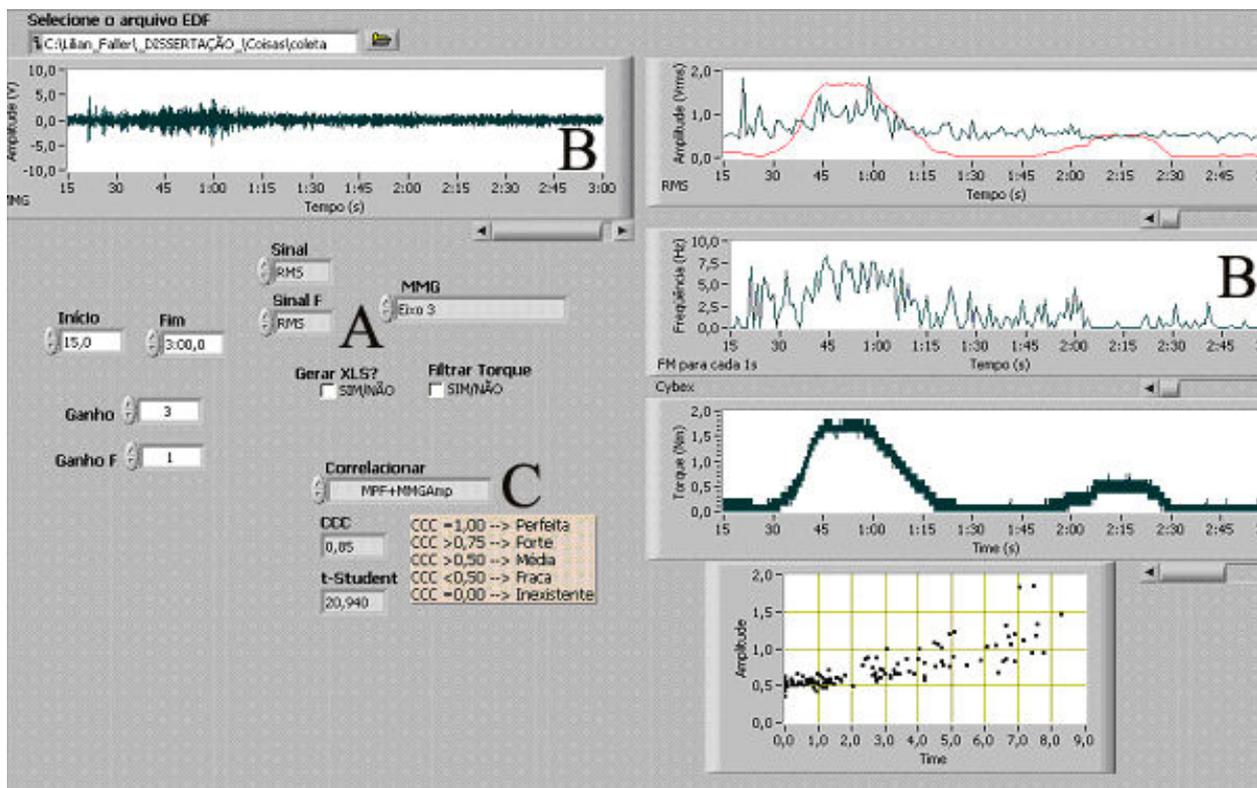


FIGURA 29 - Tela de visualização do sinal de MMG e de torque, utilizado para selecionar o intervalo de tempo desejado e para gerar planilha no Excel™.

3.7 Análise Estatística

Para comparar os valores RMS do sinal de MMG (MMG_{RMS}) e de MPF do sinal de MMG (MMG_{MPF}) de cada eixo, calculou-se o coeficiente de correlação cruzada entre esses dois parâmetros, para determinar qual o eixo do sinal mecanomiográfico seria o mais

significativo para ser realizada a análise. Como foi realizada a média do último segunda, os dados estão com uma frequência de amostragem de 1s.

Para cada voluntário, selecionou-se um período de 160 s do sinal captado (portanto, 160 amostras para cada sinal diferente), representando o tempo de aumento da intensidade da estimulação, o pico da intensidade da tensão, tempo de estabilização da tensão e o tempo em que ocorreu a estimulação (período sem alteração da intensidade da corrente aplicada). O pico de amplitude do sinal de torque foi coincidente para todos os voluntários, possibilitando uma análise dos sinais no mesmo intervalo de tempo (sincronização dos sinais para os diferentes voluntários).

A partir dos valores MMG_{RMS} , MMG_{MPF} e torque (em V) de cada voluntário, foram geradas tabelas no ExcelTM (160 amostras para cada parâmetro). A partir desses valores, foram criados gráficos e foram traçadas linhas de tendência a partir de um ajuste polinomial de 6ª ordem.

Este polinômio foi selecionado por apresentar um coeficiente de determinação (R^2) maior em todos os casos. O coeficiente de determinação é o quadrado do coeficiente de correlação e informa que fração da variabilidade de uma característica é explicada estatisticamente pela outra variável (CALLEGARI-JACQUES, 2004), indicando o quanto o ajuste selecionado representa o fenômeno que está acontecendo.

Inicialmente, foram testados vários ajustes, como os ajustes linear, exponencial, logarítmico e polinomial de ordens diferentes. Porém, o ajuste que melhor representou o fenômeno foi o polinomial e 6ª ordem, para todas as variáveis.

Tendo sido estabelecido um padrão de comportamento dos gráficos e tendências, foram feitas médias entre os voluntários dos valores de MMG_{RMS} do MMG_{MPF} e de torque. A partir desses valores médios foram criados gráficos, e partir deles foram traçadas linhas de tendência utilizando um ajuste polinomial de 6ª ordem (Figura 30).

Após a plotagem de todos os gráficos, foi realizado um trabalho descritivo dos fenômenos ocorridos nos sinais de MMG (MPF e RMS) e de torque durante os ensaios de fadiga muscular. Foram utilizadas funções polinomiais de 6ª ordem para obter a linha de tendência, pois foram as que melhor representaram o sinal real e apresentou maior R^2 .

Os coeficientes de determinação das linhas de tendência das médias dos valores de MMG_{RMS} do MMG_{MPF} e torque foram calculados para verificar se é possível modelar matematicamente os fenômenos ocorridos.

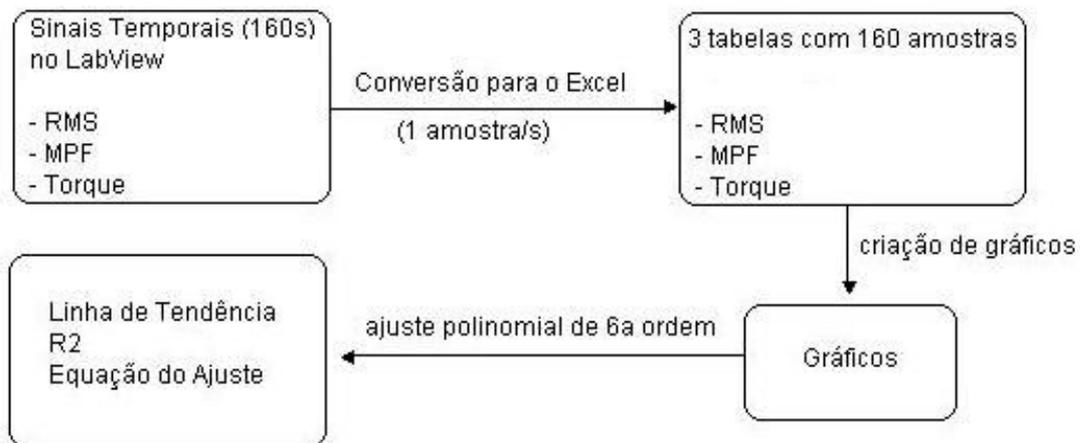


FIGURA 30 - Diagrama de blocos da análise dos dados.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

Neste capítulo, discorre-se sobre os resultados encontrados nos testes de bancada realizados para avaliar o sistema de captação do sinal de MMG e os testes de conformidade com o estimulador utilizado, assim como durante a aplicação do protocolo de estimulação.

4.1 Resultados dos Testes de Bancada

No teste realizado com o gerador de frequências e o vibrador mecânico, houve uma discrepância entre o sinal gerado e o sinal medido pelo sensor de mecanomiografia (acelerômetro) posicionado sobre o vibrador e visualizado pelo programa criado em plataforma LabVIEW.

Entretanto, no teste utilizando o gerador de frequências e o alto-falante *subwoofer*, o sinal mostrado no visualizador do programa criado em plataforma LabVIEW (a partir da captação pelo sensor de mecanomiografia) corresponde ao valor de frequência liberado pelo gerador de ondas. Nas baixas frequências (até aproximadamente 20 Hz), houve uma contribuição de baixa amplitude das frequências harmônicas. Por exemplo, durante a geração de uma vibração a 20 Hz, houve uma componente mais significativa de 20 Hz, e outra componente menor na frequência de 40 Hz (primeira harmônica da 20Hz) (Figura 31).

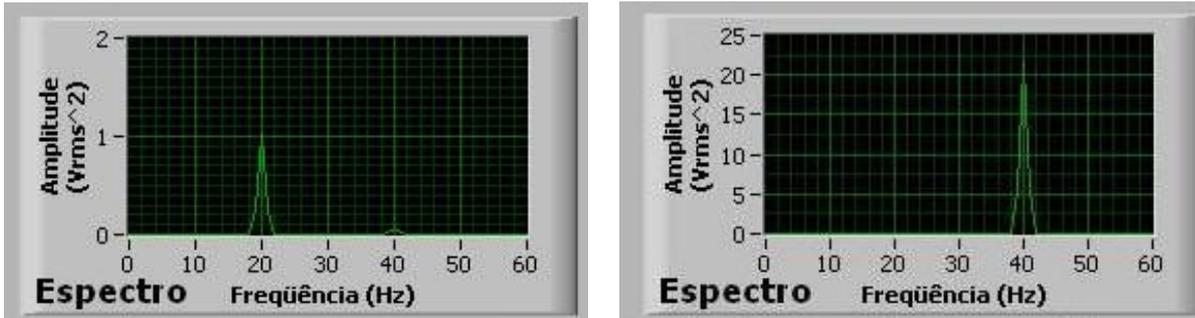


FIGURA 31 - Sinais captados pelo acelerômetro a partir da geração da vibração a 20 Hz e a 40 Hz, respectivamente.

Durante uma contração muscular, seja ela voluntária ou eliciada eletricamente, as frequências das diversas unidades motoras que compõem o músculo se sobrepõem no sinal captado. Portanto, o aparecimento de harmônicas não prejudica a análise final do sinal mecanomiográfico.

4.2 Resultados do Ensaio de Conformidade com o Estimulador

Testes de conformidade com o estimulador elétrico KLD[®], modelo Endophasys NMS0501, incluíram ensaios de desempenho elétrico e quanto à exatidão dos dados de operação.

Quanto aos testes de desempenho elétrico, o equipamento não apresentou qualquer irregularidade. Com relação à exatidão dos dados de operação (tensão de 127 V), os parâmetros avaliados foram a duração de pulso (100, 200, 300 e 400 μ s), a frequência (20, 40, 50, 60, 80 e 100 Hz) em toda a faixa de amplitude da tensão regulada pelo controle do estimulador (0 a 78 – unidade arbitrária), utilizando uma carga de 500 Ω .

O formato da onda foi capturado pelo osciloscópio, e verificou-se uma forma de onda quadrada e bifásica tanto para a frequência de 100Hz (Figura 32) quanto para a de 50Hz (Figura 33).

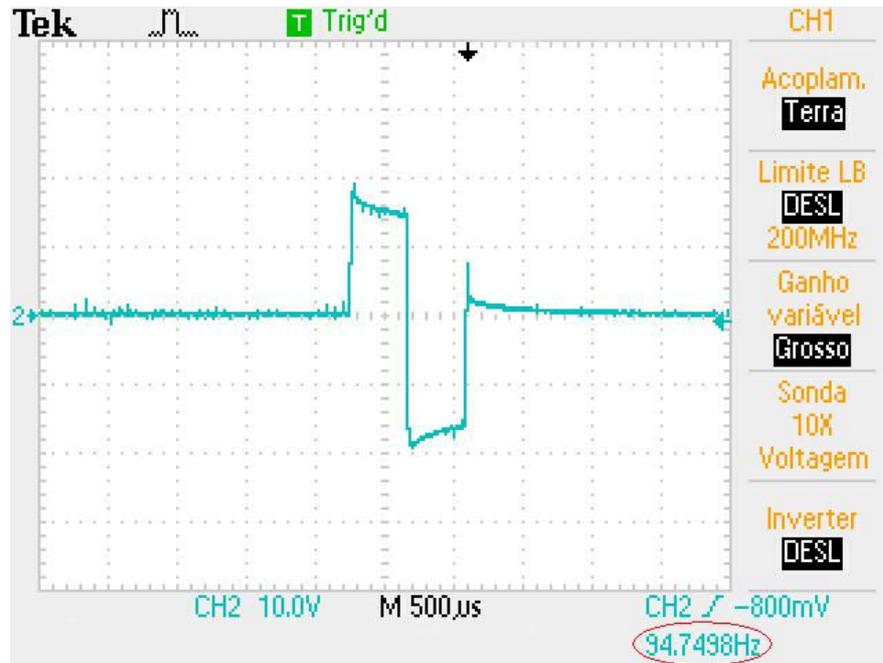


FIGURA 32 - Forma de onda da corrente de 100Hz obtido utilizando o osciloscópio.

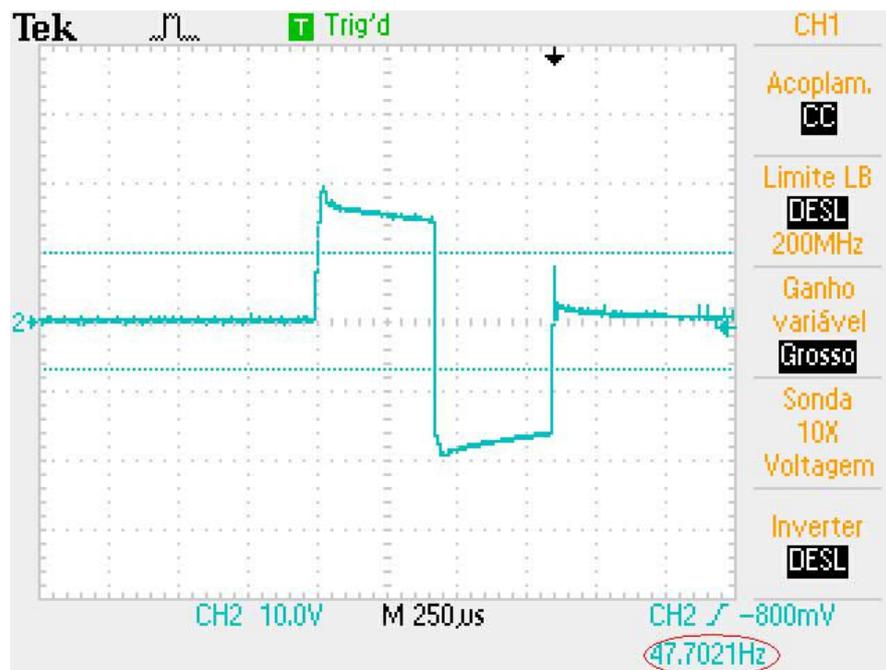


FIGURA 33 - Forma de onda da corrente de 50Hz obtido utilizando o osciloscópio.

Os valores de duração de pulso selecionados para os ensaios mostraram um desvio-padrão de 2,95 a 9,66 μ s (Tabela 3).

TABELA 3 - Relação dos valores de largura de pulso regulados pelo equipamento e o valor real de saída.

DURAÇÃO DE PULSO AJUSTADA (μs)	VALOR MÉDIO MEDIDO (μs)	ERRO (μs)
100	119	2,95
200	224	6,74
300	330	8,89
400	434	9,66

Esses valores indicam que quanto maior for a duração de pulso, maior a discrepância entre o valor ajustado no equipamento e o valor real da corrente aplicada.

Com relação à frequência ajustada no equipamento, também foram encontradas discrepâncias entre os valores selecionados no estimulador e os valores reais encontrados. Encontrou-se um desvio-padrão entre 0,14 a 1,37 Hz para os valores selecionados de frequência (Tabela 4).

TABELA 4 - Relação dos valores de frequência regulados pelo equipamento e o valor real de saída.

FREQÜÊNCIA AJUSTADA(Hz)	VALOR MÉDIO MEDIDO (Hz)	ERRO (Hz)
20	19,07	0,14
40	38,02	0,29
50	47,46	0,2
60	57,06	0,33
80	76,61	0,39
100	94,70	1,37

Esses testes de variação da frequência ajustada (com manutenção da duração do pulso) mostraram uma relação não linear entre o valor ajustado de frequência e o desvio-padrão encontrado. Isso significa que se a frequência de estímulo for aumentada, o erro encontrado não necessariamente será maior.

Com relação à amplitude do pulso, foram testadas as intensidades do controle do estimulador, em comparação à tensão e a corrente mensuradas pelo osciloscópio. Traçou-se um gráfico relacionando o valor ajustado no estimulador (controle do estimulador em unidade arbitrária) com a corrente e com a tensão medidas pelo osciloscópio, para as frequências de 100 e de 50 Hz (frequências utilizadas na fase de potencialização e de estimulação, respectivamente) (Figuras 34 e 35, respectivamente). Os resultados mostraram uma relação direta entre a tensão e o controle do estimulador, tanto para a frequência de 100 Hz quanto para a de 50 Hz.

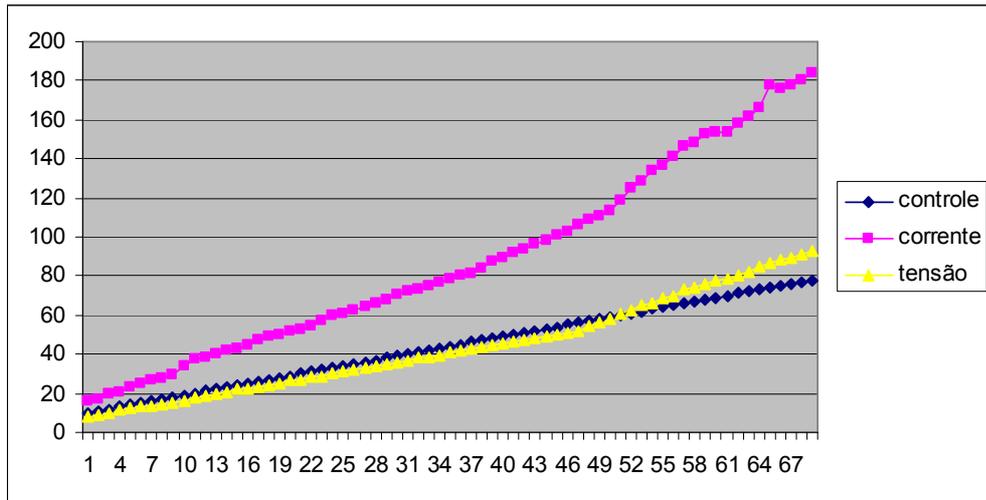


FIGURA 34 - Resultados do teste de conformidade do estimulador para a frequência de 100Hz.

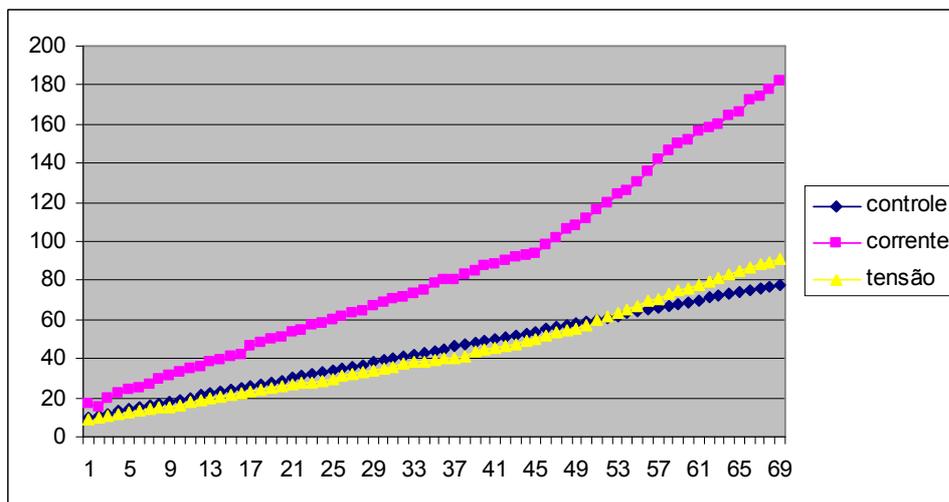


FIGURA 35 - Resultados do teste de conformidade do estimulador para a frequência de 50Hz.

4.3 Resultados da Aplicação do Protocolo Experimental

Primeiramente, apresentam-se os resultados encontrados a partir da aplicação do protocolo de estimulação elétrica, relacionados à intensidade da estimulação aplicada durante a fase de potencialização e dos ensaios, à significância dos eixos e às alterações na MMG_{MPF} , MMG_{RMS} e torque durante a aplicação do protocolo *in vivo*.

4.3.1 Força gerada a partir da estimulação elétrica

No momento da potencialização, estipulou-se um limite de força de 10% da CVM para ser alcançado a partir do aumento da intensidade da estimulação elétrica. O valor médio de força gerada pelos voluntários durante a fase de potencialização foi de 12,31% da CVM (limites entre 9,81 e 18,79% da CVM). No momento da aplicação do protocolo de estimulação, estipulou-se anteriormente um limite de 30% da CVM, e o valor médio de força gerada pelos voluntários no início do ensaio de estimulação foi de 32,85% da CVM (limites entre 25,66 e 44,14% da CVM) (Figura 36).

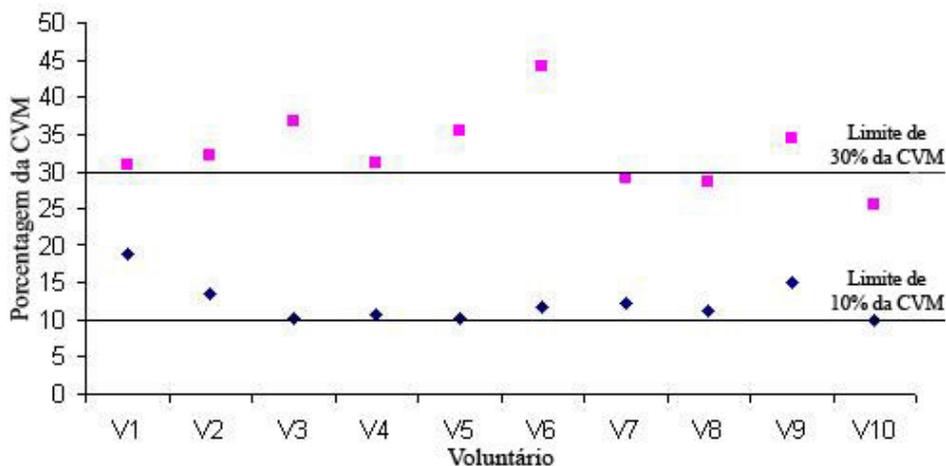


FIGURA 36 - Porcentagem da CVM alcançada pelos voluntários durante as fases de potencialização (limite de 10% da CVM) e do ensaio de estimulação (limite de 30% da CVM).

4.3.2 Significância dos eixos

A partir dos ensaios e do cálculo do coeficiente de correlação cruzada entre os valores de MMG_{RMS} e MMG_{MPF} , foi possível constatar que, para o músculo reto femoral, os mais significativos para a captação do sinal de vibração muscular foram os eixos 2 e 3 (Figura 23), representando deslocamentos no sentido longitudinal e lateral, resultantes do encurtamento das fibras musculares durante sua contração (Figura 46).

O cálculo do coeficiente de correlação mostrou que o eixo 3 apresenta uma média de correlação de 0,654 (valores entre 0,39 e 0,84), e o eixo 2 apresenta uma média de correlação

de 0,559 (valores entre 0,40 e 0,69). Além disso, o eixo 3 indicou um sinal com menor ruído e, por isso, foi selecionado para ser referência na análise dos dados (Figura 37).

No eixo 1 houve bastante ruído e captou-se apenas variações mais bruscas na aceleração, por isso, não foi considerado neste trabalho (Figura 37). O coeficiente de correlação cruzado médio apresentado entre os valores de MMG_{RMS} e MMG_{MPF} do eixo 1 foi de 0,678. O valor encontrado é maior do que dos outros eixos, provavelmente devido ao ruído coincidente entre os sinais de MMG_{RMS} e MMG_{MPF} .



FIGURA 37. Sinais de MMG dos 3 eixos do acelerômetro em um mesmo intervalo de tempo.

4.3.3 MMG_{MPF}

Pela inspeção visual da Figura 38, formado com a média dos valores de MMG_{MPF} dos 10 voluntários, constata-se uma grande oscilação desses valores. Por isso, foi traçada a linha de tendência com ajuste polinomial de 6ª ordem, visando compreender o comportamento dessa variável durante a aplicação do protocolo de estimulação.

A MMG_{MPF} tende a diminuir no início do protocolo, coincidindo com o momento da elevação na amplitude da corrente estimulatória e estabilização da tensão (Figura 38).

Após este período, ocorre uma estabilização da MMG_{MPF} durante a estimulação. Porém, após aproximadamente 100s de estimulação constante com intensidade da tensão estável, ocorre um decréscimo progressivo da MMG_{MPF} (V) (Figura 38).

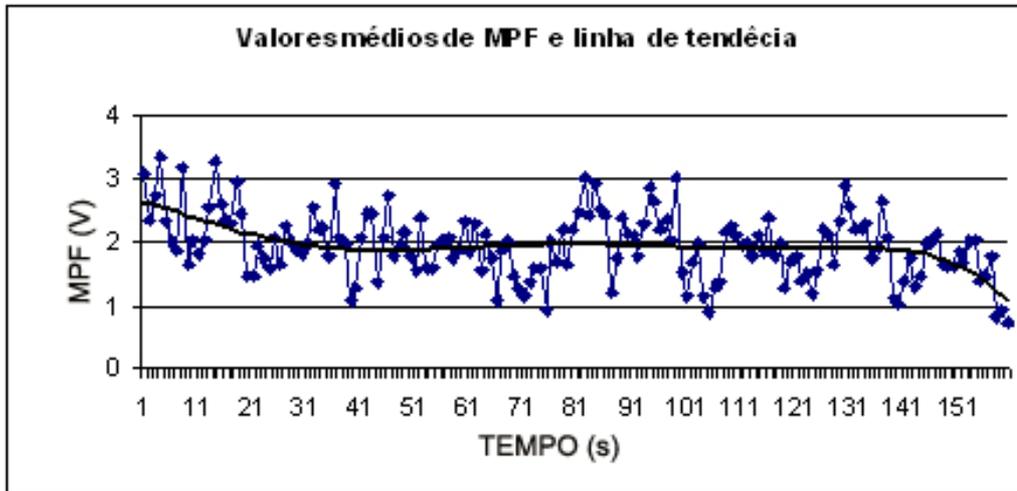


FIGURA 38 - Média dos valores de MMG_{MPF} de todos os voluntários e linha de tendência.

A partir desta linha de tendência, encontrou-se a equação que representa o ajuste polinomial de 6ª ordem dos valores de MMG_{MPF} em função do tempo (1).

$$y = +2,634E + 0 - 22,990E - 3x - 656,170E - 6x^2 + 35,400E - 6x^3 - 529,512E - 9x^4 + 3,343E - 9x^5 - 7,727E - 12x^6$$

(Equação 1)

Também foi extraída a derivada da linha de tendência (Figura 39) dos valores médios de MMG_{MPF} entre todos os voluntários visando destacar as variações que ocorrem na MMG_{MPF} durante a aplicação do protocolo.



FIGURA 39 - Derivada da linha de tendência dos valores de MMG_{MPF} .

O valor do coeficiente de determinação calculado para a linha de tendência da média da MMG_{MPF} ($R^2 = 0,1949$), entretanto, resultou num valor muito baixo para a modelagem matemática deste parâmetro para esta população, provavelmente devido à grande oscilação dos valores.

4.3.4 MMG_{RMS}

Analisando o gráfico formado com a média dos valores MMG_{RMS} dos 10 voluntários (Figura 40), verifica-se uma oscilação destes valores. Porém, quando comparado ao gráfico da média dos valores de MMG_{MPF} , apresenta uma menor oscilação. Traçou-se uma linha de tendência com ajuste polinomial de 6ª ordem, para melhor compreender o comportamento desta variável durante a aplicação do protocolo de estimulação.

A amplitude do sinal tende a aumentar no início do protocolo, coincidindo com o momento do aumento da intensidade da estimulação, e tende a diminuir durante o período de estabilização da tensão (Figura 40).

Após este período, ocorre uma estabilização da amplitude do sinal de MMG (expresso em valor RMS) durante o momento da estimulação com tensão estável, com leve acréscimo e decréscimo dos valores da amplitude. Porém, após aproximadamente 100s de estimulação constante com intensidade da tensão estável, ocorre um decréscimo progressivo da amplitude do sinal de MMG (Figura 40).

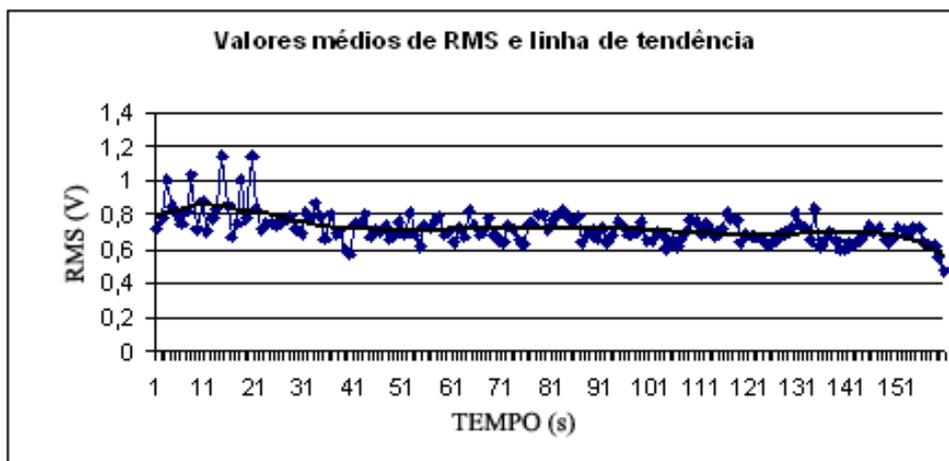


FIGURA 40 - Média dos valores RMS de todos os voluntários e linha de tendência.

A partir desta linha de tendência, foi encontrada uma equação que representa o ajuste polinomial de 6ª ordem dos valores de MMG_{RMS} em função do tempo (2).

$$y = +791,81E-3 + 15,92E-3x - 1,21E-3x^2 + 30,66E-6x^3 - 354,42E-9x^4 + 1,92E-8x^5 - 3,97E-12x^6$$

(Equação 2)

Também foi extraída a derivada da linha de tendência dos valores médios de MMG_{RMS} entre todos os voluntários (Figura 41), buscando também destacar as variações que ocorrem no valor MMG_{RMS} durante a aplicação do protocolo.

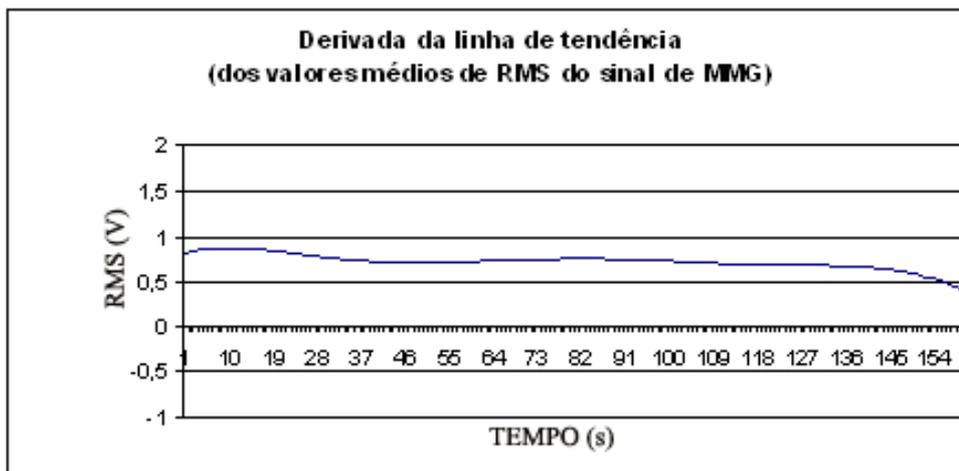


FIGURA 41 - Derivada da linha de tendência dos valores de MMG_{RMS} .

O valor do coeficiente de determinação calculado para a linha de tendência da média dos valores MMG_{RMS} ($R^2 = 0,3539$). O valor é baixo para a modelagem matemática deste parâmetro para esta população, provavelmente, devido à oscilação dos valores. Porém, a linha de tendência dos valores MMG_{RMS} representa melhor o fenômeno ocorrido no sinal.

4.3.5 Torque

Analisando a Figura 42 que contém as médias dos valores de torque, observa-se visualmente um sinal mais característico e com pouca oscilação brusca entre os valores.

O torque, durante a aplicação deste protocolo de estimulação e fadiga, comporta-se de uma maneira bem característica, dividido em 4 fases. Na primeira, ocorre um acréscimo na amplitude do torque (significando aumento da força) durante o aumento da amplitude da tensão de saída do estimulador. Após este período, ocorre um decréscimo do torque durante a aplicação da estimulação elétrica, seguido por um período de leve acréscimo do torque. Este último período coincide com o recrutamento adicional de unidades motoras do músculo vasto lateral, sem acréscimo da intensidade da estimulação elétrica; visualmente observado em todos os voluntários (Figura 43). Por último, ocorre um decréscimo da força (Figura 42).

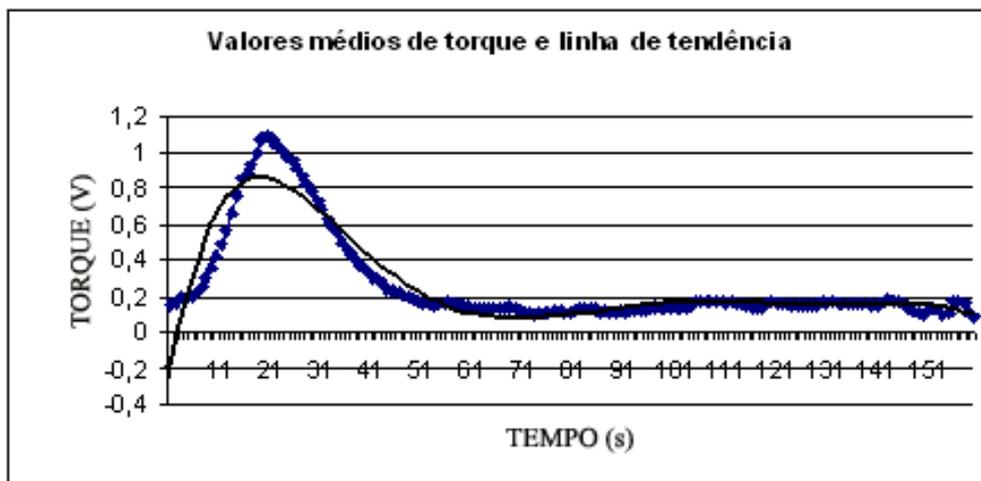


FIGURA 42 - Média dos valores de torque de todos os voluntários e linha de tendência.

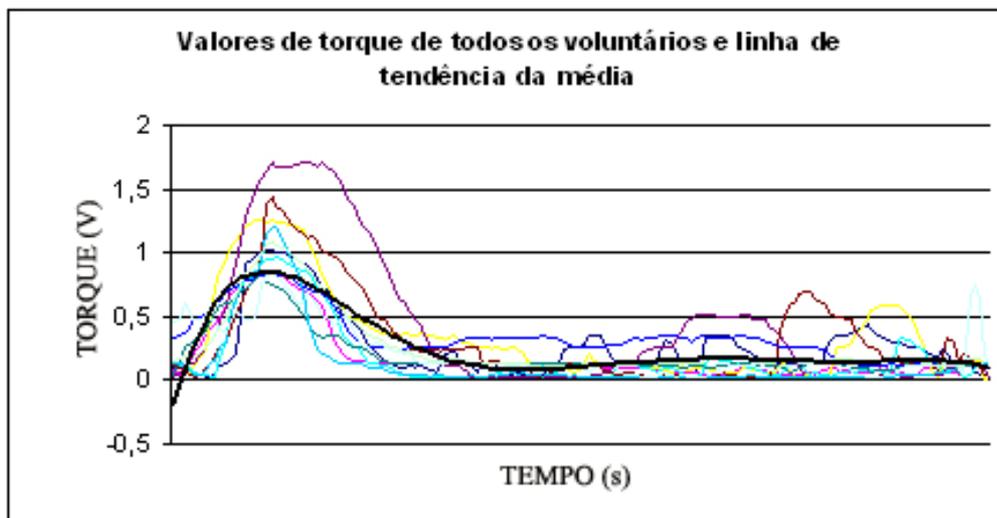


FIGURA 43 – Valores de torque de todos os voluntários e linha de tendência

A partir desta linha de tendência, foi encontrada uma equação que representa o ajuste polinomial de 6ª ordem dos valores de torque em função do tempo (3).

$$y = -188,74E-3 + 146,46E-3x - 6,90E-3x^2 + 130,73E-6x^3 - 1,21E-6x^4 + 5,46E-9x^5 - 9,66E-12x^6$$

(Equação 3)

Com o propósito de destacar as variações que ocorrem no torque durante a aplicação do protocolo, também foi extraída a derivada da linha de tendência dos valores médios de torque entre todos os voluntários (Figura 44).



FIGURA 44 - Derivada da linha de tendência dos valores de torque.

O valor do coeficiente de determinação calculado para a linha de tendência da média do torque ($R^2 = 0,8963$) é um valor alto e permite a modelagem matemática deste parâmetro para esta população.

4.3.6 Relação entre MMG_{MDF} , MMG_{RMS} e torque

Comparando-se os três parâmetros avaliados (Figura 45), percebe-se que tanto os parâmetros relacionados ao sinal de MMG quanto à força tendem a diminuir com o surgimento da fadiga durante a aplicação da EENM. Porém, a força tende a diminuir antes da redução da amplitude e da frequência (diminuindo o coeficiente de correlação cruzada entre

os sinais de MMG e de torque). Ocorre um acréscimo nos valores médios do valor MMG_{RMS} e do torque durante o recrutamento de unidades motoras do músculo vasto lateral.

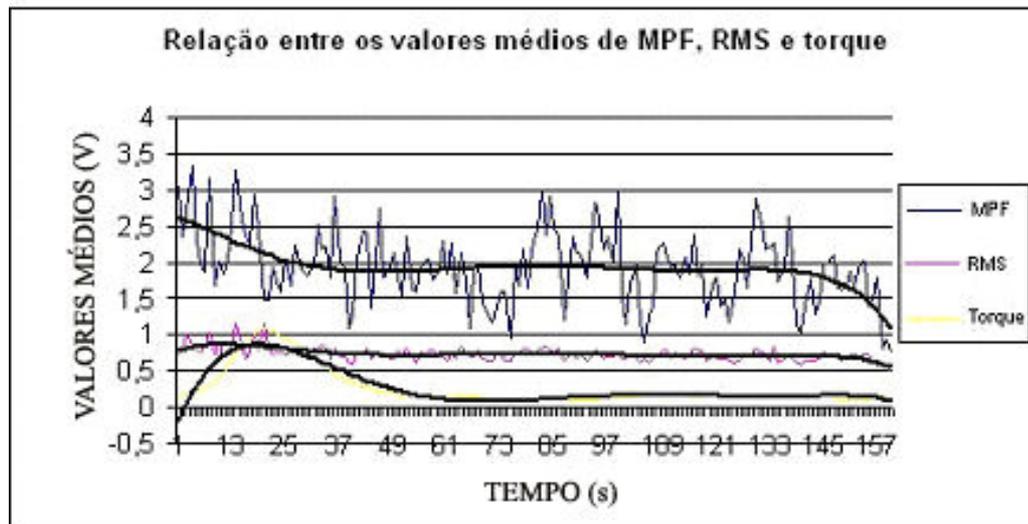


FIGURA 45 - Média dos três parâmetros avaliados (unidade arbitrária) e linha de tendência.

Existe uma oscilação maior dos valores médios da MMG_{MPF} , uma oscilação menor dos valores médios de seu valor RMS e um sinal mais uniforme e sem oscilação brusca do sinal de força.

CAPÍTULO 5

DISCUSSÃO

No presente estudo, mensuraram-se os sinais de MMG e torque durante a aplicação de um protocolo de estimulação elétrica na musculatura do quadríceps. A partir da realização dos ensaios, foi possível observar a evolução desses sinais no desenvolvimento da fadiga muscular periférica. Neste capítulo, discutem-se a metodologia empregada no protocolo de estimulação na captação dos sinais e os resultados obtidos na pesquisa.

5.1 Sobre a Metodologia

A discussão da metodologia encontra-se dividida em dois itens. No primeiro, encontra-se a discussão sobre o método de avaliação (englobando o método de avaliação de fadiga aplicado e os parâmetros utilizados para a captação e o processamento do sinal); no segundo, encontra-se a discussão sobre a aplicação do protocolo de EENM (englobando os métodos de estimulação e os parâmetros utilizados).

5.1.1 Método de avaliação

Vários são os métodos para monitorar a fadiga muscular durante a aplicação da EENM (mensuração de lactato, dinamometria isocinética, mecanomiografia, eletromiografia de superfície), porém, esses métodos apresentam suas limitações quando aplicados juntamente com a EENM.

O método de mensuração de lactato local permite avaliar as alterações metabólicas após um período prolongado de EENM, não possibilitando a mensuração momentânea da

fadiga sináptica (NOHAMA & MACEDO, 2004). Já a dinamometria isocinética é um método capaz de avaliar a fadiga muscular localizada através da medida do torque (GERDLE, LARSSON & KARSSON, 2000). Porém, é de extrema importância que a fadiga possa ser avaliada em diversos lugares e durante a realização de movimentos funcionais com maior liberdade (como em programas de reabilitação em indivíduos lesados medulares que utilizam a EENM para obter movimentos funcionais), o que não ocorre com o dinamômetro isocinético, pois apresenta um tamanho grande e este fixo em laboratórios. Isso impossibilita a utilização da dinamometria isocinética em casos em que a avaliação é realizada fora do laboratório onde ele se encontra.

A eletromiografia já foi descrita na literatura como sendo um método de avaliação da fadiga muscular durante a aplicação da EENM (WINSLOW, JACOBS & TEPAVAC, 2003). Em um estudo realizado por Tarata (2003), verificou-se uma evolução similar tanto da EMG quanto da MMG, suportando a hipótese de que a MMG também indica o decréscimo da ativação muscular e pode ser utilizada para monitorar o desenvolvimento da fadiga muscular (TARATA, 2003).

A mecanomiografia foi preferida à eletromiografia na avaliação da fadiga muscular durante a aplicação da EENM, pois, em estudos preliminares, constatou-se interferência da estimulação elétrica sobre o sinal de eletromiografia, bem como a saturação do pré-amplificador do mesmo. Bajaj *et al.* (2002) justificavam a utilização da mecanomiografia, pois as componentes mecânicas do músculo (como força e velocidade de contração) são mais proximamente relacionadas à função do músculo do que as suas características elétricas. Por se tratar de um método não invasivo de avaliação da função muscular e não sofrer influência da corrente elétrica, a mecanomiografia pode ser utilizada em lugares mais diversificados (como, por exemplo, em locais que estejam sob influência de ruído elétrico) e durante a aplicação de protocolos de EENM (BAJAJ *et al.*, 2002).

Para detectar o sinal mecânico do músculo por meio da mecanomiografia, utilizou-se, nesta pesquisa, um acelerômetro triaxial de 1,5g, com a finalidade de identificar as alterações que ocorrem no músculo durante a EENM, especificamente com relação às propriedades contráteis, intensidade e frequência da vibração provocada pela contração muscular, no desenvolvimento da fadiga muscular. O acelerômetro é um dos sensores mais utilizados para esta finalidade, pois promove um sinal de aceleração, além de possuir uma massa relativamente pequena, facilitando seu posicionamento em diversos músculos (BLANGSTED *et al.*, 2005; BECK *et al.*, 2006).

Para o posicionamento do sensor, este foi fixado na pele com uma fita auto-adesiva dupla-face sobre o ventre muscular do reto femoral. Este procedimento é adotado por diversos autores (BAJAJ *et al.*, 2002; BLANGSTED *et al.*, 2005; BECK *et al.*, 2006), com a intenção de reduzir a pressão sobre o músculo e não interferir no sinal mecanomiográfico. Outros sensores necessitam de outra forma de contato, como, por exemplo, o de cristal piezoelétrico que necessita de um anel de estabilização e fita *micropore* para garantir a pressão de contato (COBURN *et al.*, 2005). Este anel aumenta o contato entre este sensor e a pele; porém, reduz o deslocamento do sensor provocado pela vibração muscular e influencia na amplitude do sinal mecanomiográfico. Com a utilização de um sensor fixado apenas com fita auto-adesiva dupla-face (como é o caso do acelerômetro), a vibração provocada pela contração muscular apresenta maior amplitude e favorece a utilização da técnica de mecanomiografia.

A configuração de cada acelerômetro varia quanto à sensibilidade e ao número de eixos. O acelerômetro utilizado para este estudo foi configurado na sua maior sensibilidade estática (1,5g), o que representa 800mV/g. Outros estudos descreveram a utilização de sensores de 2,9g (BAJAJ *et al.*, 2002; BLANGSTED *et al.*, 2005) e 2g (GREGORI, GALIE & ACCORNERO, 2003; TARATA, 2003), ambos com menor sensibilidade do que o utilizado neste estudo. Com a utilização de um sensor mais sensível, como a do sensor empregado na realização desta pesquisa, é possível realizar a captação de vibrações de menor amplitude, presentes durante a contração muscular.

Na maioria dos estudos, utilizaram-se sensores com detecção da aceleração monoaxiais (MADELEINE *et al.*, 2002; BECK *et al.*, 2006). Neste trabalho, utilizou-se um acelerômetro triaxial, possibilitando comparar os parâmetros de todos os eixos e determinar qual o eixo mais significativo. Constatou-se que mais significativos foram os eixos 2 e 3 do acelerômetro, apresentando visualmente sinais de maior amplitude e com menor ruído quando comparado ao outro eixo; porém, nem sempre com uma melhor correlação entre os valores de MMG_{RMS} e de MMG_{MDF} . Esses achados foram encontrados em todos os voluntários, e estes eixos representam o deslocamento longitudinal e lateral do acelerômetro. Com a utilização de acelerômetros que captam variações em 3 eixos, torna-se possível a avaliação de qual eixo capta maior variação da aceleração e correlacionar com a anatomia dos músculos avaliados.

Como as fibras do músculo reto femoral, quando em contração, apresentam um deslocamento no sentido diagonal (Figura 46), o vetor de aceleração ocorre no mesmo sentido. Isso significa que os eixos que melhor representam o deslocamento das fibras deste músculo são os eixos 2 e 3, pois o vetor de aceleração formado por estes 2 eixos coincide com a direção das fibras musculares em questão.

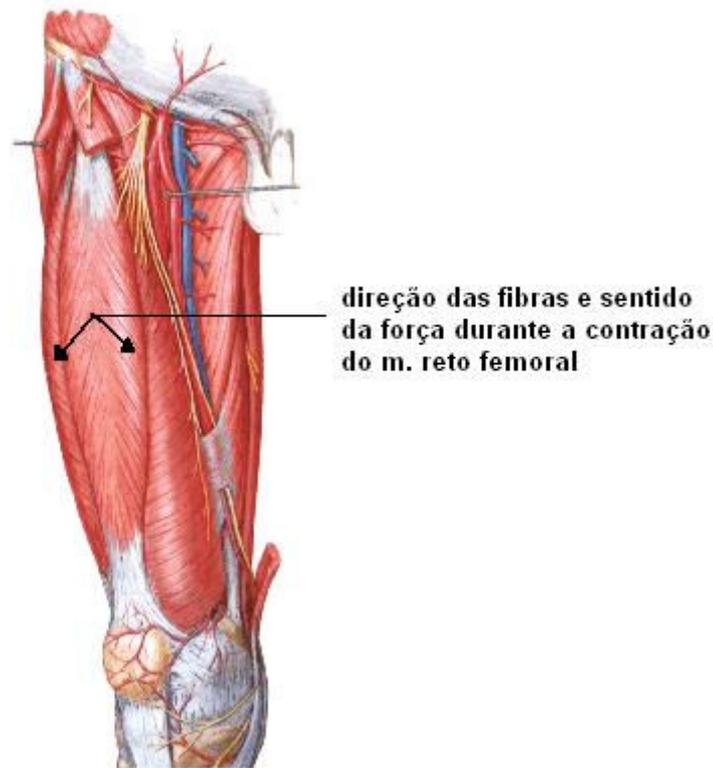


FIGURA 46 - Anatomia da região anterior da coxa (adaptado de NETTER, 2003).

Com relação aos parâmetros analisados no sinal de MMG (amplitude e frequência), existe uma representação fisiológica para cada um desses parâmetros. A amplitude do sinal de MMG está relacionada ao recrutamento das unidades motoras, e a frequência do sinal está relacionada à ordem de recrutamento (BECK *et al.*, 2004a).

O valor RMS do sinal de MMG (MMG_{RMS}) é considerado o parâmetro, no domínio do tempo, mais utilizado (MADELEINE *et al.*, 2002; MAMAGHANI *et al.*, 2002; TARATA, 2003). Neste trabalho, o valor da amplitude do sinal de MMG foi representado pelo valor RMS, extraído do sinal por meio do programa desenvolvido na plataforma LabVIEW. Essa plataforma tem sido utilizada por vários autores como meio de se analisar o sinal de MMG (BECK *et al.*, 2004a; CRAMER *et al.*, 2005). A MPF (*mean power frequency*) é a frequência que separa o espectro de frequência em duas regiões, cada uma com metade da energia do sinal. A partir deste parâmetro, observa-se qual a frequência presente na contração muscular predominante em um determinado momento e pode-se relacionar este valor com o tipo de fibra muscular em contração e com o desenvolvimento da fadiga muscular.

Devido à MPF ter se mostrado um descritor real da evolução da fadiga muscular no exercício isométrico, este parâmetro tem sido vastamente utilizado (MADELEINE *et al.*,

2002; MAMAGHANI *et al.*, 2002; TARATA, 2003; KIMURA *et al.*, 2004). Por serem considerados indicadores de força e de fadiga muscular, os parâmetros selecionados para serem analisados neste estudo foram os valores RMS e MPF do sinal de MMG.

Mudanças nos parâmetros dos sinais de MMG mostraram-se simultâneas às mudanças no desenvolvimento da força durante estimulações elétricas, de acordo com o estudo realizado por Blangsted *et al.* (2005). Os estudos que utilizam a captação do sinal de MMG simultaneamente à estimulação elétrica são escassos, e a maioria dos estudos descrevem a utilização da MMG durante a contração voluntária (EBERSOLE *et al.*, 1998; TARATA, SPAEPEN & PUERS, 2001; O'CONNOR & WIER, 2006). Durante a aplicação da EENM, o parâmetro do sinal de MMG geralmente analisado é o valor RMS (GOBBO *et al.*, 2006).

Na realização deste trabalho, foram avaliados os parâmetros de MMG_{RMS} e MMG_{MPF} , visando observar tanto as alterações relacionadas ao nível de recrutamento das unidades motoras quanto à ordem de recrutamento das unidades motoras no desenvolvimento da fadiga muscular durante a aplicação da EENM. Foram analisadas as médias dos valores MMG_{RMS} e MMG_{MPF} entre os 10 voluntários durante o tempo de estimulação. Esta metodologia vai de encontro ao postulado por Shinohara *et al.* (1997) e Tarata (2003), com a finalidade de determinar as alterações que ocorrem nesses parâmetros durante o aumento da força e na fadiga muscular.

Para a captação de todos os sinais, empregou-se uma freqüência de amostragem de 1 kHz, como encontrado na maioria dos estudos realizados com MMG (BAJAJ *et al.*, 2002; COBURN *et al.*, 2005; EBERSOLE, O'CONNOR & WIER, 2006), pois a freqüência máxima do sinal de MMG após a filtragem seria de 40Hz. Como a freqüência mínima de amostragem deve ser, na pior das hipóteses, o dobro da máxima (de acordo com a taxa de amostragem de Nyquist) (HAYKIN & VEEN, 2001), a freqüência de amostragem utilizada é adequada. Porém, também foram encontrados estudos utilizando freqüência de amostragem de 4kHz (BLANGSTED *et al.*, 2005) e até 10 kHz (JASKÓLSKA *et al.*, 2006), freqüências estas consideradas muito acima das necessárias para a captação de um sinal que apresenta componentes de baixas freqüências, como é o caso da MMG.

Vários autores descrevem os filtros utilizados para o sinal de MMG. Na maioria dos estudos, foram utilizados filtros passa-faixa de 5 a 100 Hz (BECK *et al.*, 2004a; BLANGSTED *et al.*, 2005; COBURN *et al.*, 2005), de 0,1 a 100 Hz (MADELEINE *et al.*, 2002). Porém, a vibração muscular está em uma faixa de 10 e 40 Hz (TARATA, SPAEPEN & PUERS, 2001). O filtro utilizado neste estudo foi um passa-faixa de 4 – 40 Hz, pois as componentes do sinal de mecanomiografia encontram-se nesta faixa de freqüência, além de

eliminar as baixas frequências presentes em movimentos de maior amplitude (e não representantes da vibração muscular).

Além disso, foi utilizado um filtro do tipo Butterworth de 10ª ordem, apesar dos achados na literatura indicarem a utilização deste filtro de 4ª ordem (BECK *et al.*, 2004a; COBURN *et al.*, 2005; BECK *et al.*, 2006). Várias ordens do filtro do tipo Butterworth foram testadas, e a que mais se adequou e promoveu um sinal mais característico e sem interferências foi o de 10ª ordem, justificando sua utilização no presente trabalho.

Para a transformação do sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência aplicou-se a Transformada Discreta de Fourier com uma Janela de Hanning, descrita na maioria dos trabalhos realizados (BECK *et al.*, 2004a; COBURN *et al.*, 2005; BECK *et al.*, 2006). A Transformada de Fourier foi eleita por melhor se adaptar a sinais não estacionários (BECK *et al.*, 2006), como é o caso do sinal de MMG. Outra forma de transformada do sinal encontrada na literatura é a Transformada Wavelet Contínua (KARLSSON & GERDLE, 2001), não aplicada aqui pois não se adequa bem a sinais não estacionários e que necessitem de janela de tempo maior para serem observados (como é o caso da MMG) (BECK *et al.*, 2005).

A mensuração do sinal de MMG durante a aplicação da EENM foi estudada por Gobbo *et al.* (2006) com o objetivo de verificar, por meio da análise comparativa do torque e da mecanomiografia, a validade da mecanomiografia como ferramenta investigativa das mudanças contráteis na fadiga muscular localizada durante a aplicação de um protocolo de EENM. Porém, apenas as alterações no domínio do tempo foram avaliadas (RMS) (GOBBO *et al.*, 2006). No presente estudo, foram analisados parâmetros relacionados à amplitude (RMS) e à frequência (MPF) do sinal, para verificar se estes dois parâmetros apresentam alterações simultâneas em uma determinada situação, como é o caso da fadiga muscular durante a aplicação da EENM. Observou-se que os resultados foram semelhantes aos encontrados durante a contração voluntária, com resultados inconclusivos relacionados ao parâmetro MPF.

Sabe-se que existe uma diferença no resultado entre os estudos utilizando EMG e MMG relacionado ao torque, dependendo do músculo específico, tipo de eletrodo, diferença de sexo (KARLSSON & GERDLE, 2001), temperatura muscular, hidratação, massa do músculo que está sendo avaliado, pressão intramuscular e ordem de recrutamento das unidades motoras (BECK *et al.*, 2004a). Por isso, buscou-se manter semelhantes as características em todos os ensaios. Os voluntários eram todos do sexo masculino, testou-se sempre o mesmo músculo, utilizando-se eletrodos auto-adesivos de 5x9 cm em todos os ensaios, não empregando a faixa

de fixação da coxa do dinamômetro isocinético (visando não aumentar a pressão intramuscular) e a temperatura ambiente manteve-se constante. Este procedimento evitou variações hormonais (como ocorre em uma população feminina), variações de resistência muscular (utilizando voluntários sedentários, com massa semelhante e aplicando o protocolo em um mesmo grupo muscular) e de carga aplicada durante a aplicação da EENM (mantendo o tamanho do eletrodo e parâmetros estimulatórios).

Previamente à aplicação do protocolo de estimulação, foram realizados testes para determinar qual a CVM de cada voluntário. Esses testes iniciaram com um período de aquecimento na bicicleta ergométrica, seguido de contrações isométricas submáximas para promover um aquecimento da musculatura específica do quadríceps. Este procedimento também foi adotado por Ebersole *et al.* (1999) e Beck *et al.* (2004a) para promover um despertar muscular precedendo a avaliação da força de contração máxima no dinamômetro isocinético. Adotando este procedimento, realizou-se um aquecimento global durante a utilização da bicicleta ergométrica, e o aquecimento específico do músculo quadríceps femoral durante a realização de contrações submáximas antecedendo a CVM.

O teste para determinação da CVM foi composto por três tentativas, sendo o maior valor entre os três alcançados considerado o valor válido, protocolo este também seguido por outros autores (MADELEINE *et al.*, 2002; MADELEINE & ARENDT-NIELSEN, 2005). Este procedimento foi adotado, pois um teste único poderia sofrer influências (estímulo verbal menor, falta de consciência do movimento a ser realizado, necessidade de aquecimento e potencialização das fibras musculares), o que alteraria o seu resultado. Realizando duas contrações submáximas prévias possibilita que, durante a CVM, as unidades motoras estejam ativadas, proporcionando a captação da CVM mais real.

Entre os testes de CVM e a aplicação da EENM, respeitou-se o tempo de 2 min de repouso, para proporcionar ao músculo um restabelecimento do seu metabolismo e para diminuir a influência dos testes de força no protocolo de estimulação elétrica, em conformidade com o realizado nos estudos de Beck *et al.* (2004a) e Coburn *et al.* (2005) com os mesmos objetivos. No presente trabalho, este período de 2 min de repouso possibilitou a recuperação do metabolismo muscular entre testes de CVM.

Durante todo o protocolo de estimulação, mensurou-se o sinal de MMG (RMS e MDF) e de torque a cada segundo, durante o período de acréscimo da intensidade da estimulação, estabilização e manutenção da corrente (protocolo de estimulação elétrica descrito no item 3.3).

5.1.2 Protocolo de EENM

A flexão de joelho próximo à total extensão resultam em menor produção de torque (EBERSOLE *et al.*, 1999). Em um estudo realizado por Coburn *et al.* (2005), a mensuração do MMG foi realizada com o joelho de 120° a 150° de extensão (ou seja, flexão de 30° a 60°). Já Gobbo *et al.* (2006) mediram o sinal mecanomiográfico durante a contração isométrica eliciada eletricamente com o joelho posicionado a 90°. No presente trabalho, os testes de contração voluntária máxima e o protocolo de estimulação elétrica foram realizados com o joelho posicionado a uma flexão de 60°, como preconizado em protocolos de estimulação elétrica do quadríceps para que seja obtida uma maior força de contração (RABISCHONG, 1996; RABISCHONG & CHAVETT, 1997). Este procedimento reduziu a insuficiência muscular que ocorre quando o músculo está totalmente alongado ou em contração em máxima amplitude de movimento.

No presente estudo, realizou-se uma fase de potencialização antes da aplicação do protocolo de estimulação elétrica. Nesta fase, utilizou-se uma corrente com frequência de 100Hz. Esta frequência de estimulação também foi utilizada por Gobbo *et al.* (2006) e Chou *et al.* (2005) para promover a potencialização das unidades motoras antes da aplicação do protocolo. Na potencialização, a intensidade da estimulação foi aplicada para atingir 10% da CVM, visando promover uma ativação inicial das unidades motoras (como no aquecimento do teste de CVM no dinamômetro isocinético) e reduzir o tempo de estimulação para se alcançar a intensidade pré-selecionada para o ensaio de estimulação.

De acordo com Binder-Macleod & McDermond, 1992, existe uma relação força-frequência de estímulo para a musculatura esquelética em humanos durante a contração isométrica, com pico da força gerada em frequências de 50 Hz e um platô acima dessa frequência. O protocolo de estimulação utilizado no presente estudo foi realizado nessa mesma frequência. A frequência de contração voluntária do músculo quadríceps femoral apresenta componentes em menores frequências, mas a tetanização das fibras musculares provocada pela EENM foi alcançada com uma frequência de 50Hz.

Com relação à intensidade da corrente, ocorre uma diminuição do tempo de relaxamento durante contrações estáticas dos extensores do joelho de 30 a 45% da CVM, gerando uma contração mais efetiva (VOLLESTAD, 1997). Protocolos de estimulação de 25

a 30% da CVM (BLANGSTED *et al.*, 2005) e de 45 a 60% da CVM (SCHEEREN, 2002) (este último para desenvolvimento de fadiga de baixa frequência, utilizando um protocolo de contrações isotônicas intervaladas) foram descritos na literatura. Porém, sabe-se que já na estimulação a 20 % da CVM, ocorre o recrutamento de 40% das fibras do quadríceps (CHOU *et al.*, 2005).

No presente estudo, estipulou-se o limite de 30% da CVM para a intensidade da estimulação elétrica, visto que a contração era isométrica contínua, e a tolerância à estimulação contínua é menor do que na aplicação de protocolos de contrações intervaladas. O parâmetro de 30% da CVM foi alcançado por todos os voluntários e proporcionou uma contração com tetanização das porções do músculo quadríceps femoral. Os resultados desta pesquisa mostraram que os indivíduos foram estimulados a uma intensidade média de 32,85% (valores entre 25,66 e 44,14%). Este valor está incluído na faixa de intensidade citada por Vollestad (1997).

Além disso, sugere-se que o fluxo sanguíneo muscular fica restrito durante contrações musculares sustentadas devido ao aumento da pressão intramuscular em contrações com intensidade maior que 20% da CVM (YOSHITAKE *et al.*, 2001), predispondo à fadiga muscular. A aplicação de EENM com intensidades acima deste valor promove a fadiga muscular precocemente.

Na literatura, encontra-se uma grande variedade de protocolos de estimulação. Com relação à duração de pulso utilizada, os valores encontrados na literatura são de 700 μ s (BLANGSTED *et al.*, 2005), 600 μ s (CHOU *et al.*, 2005), 500 μ s (YOSHITAKE *et al.*, 2001) até 300 μ s (CHESLER & DURFEE, 1997; RABISCHONG & CHAVETT, 1997). Porém, a duração de pulso utilizada para produzir contração muscular em indivíduos sem controle motor (parâmetro de estimulação mais semelhante ao utilizado em sessões de estimulação funcional em indivíduos paraplégicos) varia entre 300 μ s e 400 μ s, dependendo da massa do indivíduo (ESER *et al.*, 2003). Como o presente estudo visa identificar o comportamento do sinal de MMG durante a aplicação de um protocolo de estimulação utilizado para produzir movimentos funcionais, a duração de pulso utilizada foi a de 400 μ s.

O tempo de estimulação nesta pesquisa foi fixado, após a estabilização da tensão elétrica, em 120 s. Na literatura, foram encontrados os valores de tempo de aplicação da estimulação elétrica de 126 s (RABISCHONG & CHAVETT, 1997), de 120 s na contração isométrica e 300 s na contração intermitente (GAVIRIA *et al.*, 1999), com a finalidade de observar o desenvolvimento da fadiga muscular. Com um tempo de estimulação de 120 s já foi possível observar sinais de fadiga muscular, durante uma contração isométrica provocada

por EENM. Contudo, outros protocolos utilizando períodos prolongados de estimulação poderiam ser desenvolvidos para observar a evolução da fadiga muscular nestes casos.

5.2 Sobre os Resultados

Para observar o comportamento dos sinais de MMG_{MPF} , MMG_{RMS} e torque, foram calculadas médias normalizadas entre os voluntários. No trabalho realizado por Beck *et al.* (2005), também foram computadas as médias dos valores de MPF para, então, verificar se havia correlação significativa entre os parâmetros avaliados.

Os resultados encontrados sugerem que existe uma alteração dos parâmetros do sinal de MMG (tanto MDF quanto RMS) durante a fadiga muscular; porém, não em uma relação diretamente proporcional ao torque. Realizando o cálculo de correlação cruzada entre MMG_{MPF} e torque, e entre MMG_{RMS} e torque, obtiveram-se valores baixos e insuficientes para correlacionar o torque com esses parâmetros. Mesmo assim, é possível observar visualmente na Figura 45 que o valor MMG_{RMS} acompanha a evolução do sinal de torque; porém, sem relação direta com a MMG_{MPF} .

No presente estudo, o sinal de MMG_{MPF} apresentou uma tendência a diminuir durante a aplicação de uma corrente com amplitude estável, de acordo com a linha de tendência, a partir de um ajuste polinomial de 6ª ordem. Esta redução ocorre no início do protocolo, coincidindo com o momento do aumento da intensidade da estimulação e estabilização da tensão. Após um tempo de aplicação da estimulação com amplitude da tensão estável, ocorre um decréscimo progressivo da MMG_{MPF} . Porém, como o coeficiente de determinação deste ajuste é muito baixo ($R^2 = 0,1949$), este parâmetro não pode ser considerado como um fator indicador de fadiga muscular durante a aplicação de EENM nas mesmas condições deste estudo.

No estudo realizado por Beck *et al.* (2005), foram comparados os sinais de MMG e de EMG durante 50 contrações voluntárias sucessivas do bíceps braquial. Neste estudo, foi possível observar que o modelo que melhor se adequou à MPF do sinal de MMG foi o quadrático ($R^2 = 0.258$), mesmo assim apresentando um coeficiente de determinação insuficiente. Estes dados, juntamente com os dados encontrados nesta dissertação, sugerem

que o parâmetro de MMG_{MPF} dificilmente poderia ser modelado, pois apresenta uma variância muito grande.

Segundo Tarata (2003), a MMG_{MPF} apresenta uma oscilação grande dos seus valores na presença de fadiga. Este achado também foi observado nesta pesquisa (apesar de apresentar um período diferenciado de avaliação), tornando difícil a modelagem do parâmetro de MPF. Apenas foi possível extrair a linha de tendência para a análise dos resultados, mesmo assim apresentando um coeficiente de determinação muito baixo. Observa-se também que na literatura não há descrição da evolução da MMG_{MPF} no desenvolvimento da fadiga muscular durante a aplicação da EENM; porém, nos estudos não existe uma justificativa por não terem utilizado a MMG_{MPF} como parâmetro de avaliação. Provavelmente, porque este parâmetro não tem uma característica significativa em contrações musculares artificiais quando comparadas a contrações musculares voluntárias.

Yoshitake *et al.* (2001) realizaram um estudo avaliando o sinal de MMG durante a contração isométrica voluntária com a finalidade de promover a fadiga dos músculos extensores da coluna. Foi possível observar que ocorre um declínio da MMG_{MPF} nesta situação, em função do tempo. Este deslocamento da frequência tem sido atribuído ao declínio da velocidade de condução do potencial de ação, devido à diminuição do pH intracelular ou acúmulo de K^+ extracelular e sincronismo nos potenciais de ação das unidades motoras (YOSHITAKE *et al.*, 2001). A partir da análise da linha de tendência da MMG_{MPF} no presente trabalho, existe uma tendência de diminuição dos valores médios no desenvolvimento da fadiga muscular.

Alguns estudos descrevem a evolução da MMG_{MPF} durante a contração muscular voluntária e ao desenvolvimento da fadiga muscular, como o realizado por Tarata (2003). A fadiga está associada à compressão da densidade do espectro de potência do sinal mecanomiográfico para as menores frequências. Isso se deve à redução da velocidade de contração em relação direta com a excitabilidade da membrana da fibra muscular e com as adaptações neurais, resultando em um aumento das componentes de baixa frequência do sinal (TARATA, 2003). Sabe-se que a MMG_{MPF} está relacionada à ordem de recrutamento das unidades motoras, mas durante a EENM esta ordem pode ser alterada.

Em estudos realizados com contração voluntária, demonstrou-se que em níveis muito altos de contração, ocorre um deslocamento do espectro de potência para baixas frequências, caracterizando a fadiga em altos níveis de contração. Porém, em níveis menores de contração, nem sempre esta característica está presente (MADELEINE *et al.*, 2002). Isso explicaria porque em contrações musculares provocadas pela EENM em intensidades de 30% da CVM,

a evolução MMG_{MPF} não foi tão característica como a que ocorre durante a contração muscular voluntária a níveis maiores de contração (submáxima e máxima).

As alterações dos parâmetros do sinal de MMG estão pronunciadas em músculos com fibras predominantes do tipo II (MERLETTI, DELUCA & SATHYAN, 1994). Utilizando-se um protocolo de estimulação elétrica, foi possível confirmar as características diferentes de fadiga de músculos compostos de tipos de fibras musculares diferentes (MERLETTI, DELUCA & SATHYAN, 1994). Durante a aplicação da estimulação elétrica no presente estudo, foi possível observar que as fibras musculares do vasto lateral (que estavam sendo estimuladas durante a aplicação da EENM no músculo quadríceps femoral) são mais resistentes à fadiga muscular, pois houve um recrutamento adicional das unidades motoras deste músculo quando o quadríceps parecia estar sem contração efetiva. Este fenômeno ocorreu para todos os voluntários, e representou um aumento momentâneo do sinal de torque. Sabe-se que as fibras do músculo vasto lateral são predominantemente do tipo I, mais resistentes à fadiga muscular.

No presente estudo, a amplitude do sinal (MMG_{RMS}) tende a aumentar no início do protocolo, coincidindo com o momento do aumento da intensidade da estimulação, e tende a diminuir durante o período de estabilização da tensão. Porém, após aproximadamente 100s de estimulação constante com intensidade da tensão estável, ocorre um decréscimo progressivo da amplitude do sinal de MMG. Na literatura, foram encontrados resultados semelhantes. Em um estudo realizado por Yoshitake *et al.* (2002), mostrou-se que as características da MMG de superfície de todo músculo são dependentes de propriedades contráteis das unidades motoras ativadas, influenciando o desenvolvimento da fusão (como a fusão é desenvolvida com relação às propriedades contráteis e frequência de estimulação) (YOSHITAKE *et al.*, 2002)

Na contração muscular isométrica, a produção de torque pode ser aumentada devido ao recrutamento de unidades motoras adicionais e aumento dos índices de ativação da unidade motora (relacionado a amplitude do sinal de MMG) (BECK *et al.*, 2004a). Quando todas as unidades motoras disponíveis são recrutadas, um aumento na ativação das unidades motoras é usado para aumentar o torque isométrico. Portanto, uma diminuição da amplitude do sinal de MMG com altos níveis de torque pode refletir num aumento da ativação das unidades motoras, criando uma fusão da contração das unidades motoras e um estado de contração tetânica, limitando a oscilação das fibras musculares ativas. Com isso, o número de unidades motoras contribuindo para o sinal de MMG diminui (BECK *et al.*, 2004a).

Em outro estudo, Yoshitake *et al.* (2001) observaram que ocorre um aumento significativo do valor RMS do sinal de MMG no início da contração e, então, uma redução progressiva no final da contração efetiva que leva à fadiga muscular (YOSHITAKE *et al.*, 2001). Este aumento reflete um aumento na potencialização das fibras musculares. Um aumento na ativação, possivelmente devido ao progressivo número de unidades motoras ativas juntas com uma ativação síncrona colaboram para o aumento do valor RMS no início da fadiga (TARATA, 2003).

Em um trabalho utilizando MMG e EMG de superfície para avaliar a fadiga muscular, foi possível constatar um aumento do valor RMS do sinal de MMG e diminuição do valor RMS do EMG do 1º interósseo durante a fadiga em exercício excêntrico intenso (BAJAJ *et al.*, 2002). Durante a aplicação da EENM neste trabalho, os resultados dos valores de RMS do sinal de MMG são semelhantes à contração voluntária, durante o desenvolvimento da fadiga muscular, ocorrendo uma diminuição do valor RMS após a instalação da fadiga muscular, de acordo com o ajuste polinomial realizado. O coeficiente de determinação do ajuste encontrado nesta dissertação tem um valor bem maior do que o encontrado na MMG_{MPF} .

Pesquisadores têm tentado relacionar as características dos sinais de MMG com as propriedades contráteis de fibras musculares comparando vários músculos diferentes (MEALING, LONG & MACCARTHY, 1996). É esperado que músculos com maior porcentagem de unidades motoras mais lentas são mais propensas a terem a amplitude do sinal de MMG reduzida (YOSHITAKE & MORITANI, 1999).

Em resumo, durante a fadiga muscular, algumas alterações ocorrem no sinal de MMG. A evolução da MDF mostra uma diminuição progressiva desde o início da fadiga. Porém, o valor RMS do sinal de MMG começa a aumentar no início da fadiga, e tende a diminuir após certo período de tempo ou contrações repetitivas.

Compreendendo melhor as variações que ocorrem no sinal de MMG e correlacionando com as características de contração muscular, torna possível a utilização desta técnica na avaliação de programas de reabilitação utilizando a EENM. Esta técnica surge como uma inovação na área da reabilitação e, apesar de necessitar de novas pesquisas que afirmem as relações entre os parâmetros obtidos a partir do sinal e a fisiologia muscular, tem-se mostrado uma alternativa promissora na avaliação da força e fadiga musculares.

5.3 Sugestões para Futuros Trabalhos

Sugere-se que futuramente sejam realizados estudos que utilizem a mecanomiografia como técnica de detecção de fadiga muscular durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular, empregando equipamentos de MMG mais portáteis do que o utilizado nesta pesquisa. Podem ser realizados trabalhos que utilizem os parâmetros da mecanomiografia para criar sistemas de controle para a EENM, preconizando a detecção precoce da fadiga muscular e a alteração de parâmetros do estimulador.

Também sugere-se a utilização da mecanomiografia para a detecção da fadiga muscular em indivíduos que não possuam controle motor preservado, como nos casos de lesão medular. Nestes casos, a sensibilidade à corrente elétrica e os sistemas de controle do movimento estão alterados, necessitando de mecanismos externos para a detecção da fadiga muscular. Podem ser realizados trabalhos utilizando a mecanomiografia durante a aplicação da EENM; porém, aumentando a intensidade da corrente para que o torque não seja alterado. Assim, seriam observados apenas os parâmetros do sinal mecanomiográfico e a corrente não sofreria nenhuma acomodação nos músculos.

Seria importante a aplicação deste protocolo em vários músculos, visto que na literatura é relatada uma variação na velocidade com que a fadiga se instala (diminuição da MDF), dependendo do tipo de fibra predominante no músculo que está sendo avaliado (MERLETTI, DELUCA & SATHYAN, 1994). Poderiam ser avaliados vários parâmetros diferentes de estimulação elétrica, para se determinar os parâmetros ótimos para EENM. Estudos semelhantes já foram feitos utilizando outras técnicas para a detecção da fadiga muscular, como número de contrações sucessivas com sucesso (SILVA & NOHAMA, 1998; CHOU et al., 2005).

CAPÍTULO 6

CONCLUSÕES

Com a realização desta pesquisa, foi possível obter um protocolo de ensaio de estimulação elétrica, apresentando uma fase de potencialização inicial e a aplicação da EENM para avaliar a fadiga muscular periférica através da utilização da MMG. Este protocolo foi elaborado a partir de testes preliminares, utilizando parâmetros comumente empregados em protocolos de estimulação elétrica de indivíduos sem controle da musculatura.

Por meio de tal protocolo, é possível concluir que a mecanomiografia é uma técnica que pode ser aplicada simultaneamente à EENM, pois não sofre interferência elétrica e pode ser utilizada durante a realização de movimentos funcionais obtidos na contração muscular artificial. Especificamente no músculo reto femoral, a mecanomiografia obtida pelo acelerômetro triaxial permite a avaliação dos eixos mais significativos separadamente e identificar as alterações em cada um dos eixos, assim como a resultante.

Verificou-se que ocorrem alterações no sinal de MMG na presença de fadiga, assim como no torque. Conclui-se que, como encontrado em outros estudos, ocorrem alterações tanto na amplitude (valor RMS) quanto na MDF do sinal de MMG na presença de fadiga durante a aplicação da EENM. Ocorrem alterações nos valores RMS durante a instalação da fadiga muscular, com um aumento inicial desses valores na tentativa de que a força muscular permaneça, com uma posterior queda quando a fadiga está instalada. Porém, com relação aos valores de MDF, ocorre um decréscimo desde o início da estimulação, com uma queda mais acentuada na instalação plena da fadiga.

Conclui-se, porém, que a MMG_{MPF} apresenta pouca significância na determinação da fadiga muscular durante a aplicação da EENM (baixo coeficiente de determinação), mostrando um comportamento diferente do encontrado durante a contração muscular voluntária. Provavelmente, por isso, não se encontrou uma descrição deste parâmetro na literatura durante a aplicação da EENM.

Entretanto, para o valor MMG_{RMS} , os achados são semelhantes tanto na contração voluntária (segundo os achados na literatura) quanto na aplicação da EENM. Este parâmetro também apresenta uma relação com o torque, observando-se um comportamento semelhante

entre a MMG_{RMS} e o torque nas fases descritas nos resultados sobre os ensaios de EENM, porém, com certo defasamento. O sinal de MMG não necessariamente coincide com o sinal de torque. Mesmo após a queda do torque, o sinal de MMG apresenta características e alterações importantes. Com isso, é possível observar o comportamento contrátil do músculo mesmo sem o acompanhamento simultâneo do torque.

Especificamente nos músculos do quadríceps, os achados durante a aplicação da EENM foram semelhantes aos realizados na contração voluntária. Entretanto, ocorreu uma contração posterior das fibras do músculo vasto lateral para todos os voluntários, com aumento simultâneo do torque e do valor MMG_{RMS} . Infere-se que os músculos com uma composição predominante de fibras do tipo I sofrem fadiga tardiamente.

Portanto, os resultados da pesquisa realizada indicam que a MMG pode ser empregada para a detecção da instalação da fadiga durante a aplicação de protocolos de EENM; porém, utilizando apenas os parâmetros referentes à amplitude do sinal.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AACD. Associação de Assistência a Criança Deficiente. Clínica de Lesão Medular. 2007. Disponível em HTTP://www.aacd.org.br/centro_clinicas.asp?sublink2=43, no dia 25/05/2007.

AKATAKI, K. *et al.* Mechanomyographic responses during voluntary ramp contractions of the human first dorsal interosseous muscle. **European Journal of Applied Physiology**. v.89, p.520-525, 2003.

ALMEIDA, G.L.; FREITAS, S.M.S.F.D.; MARCONI, N.F. Coupling between muscle activities and muscle torques during horizontal-planar arm movements with direction reversal. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.15, p.303-311, 2006.

ANDERSEN, H.; JAKOBSE, J. A comparative study of isokinetic dynamometry and manual muscle testing of ankle dorsal and plantar flexors and knee extensors and flexors. **European Neurology**. v.37, n.4, p.239-242, 1997.

BAJAJ, P. *et al.* Assessment to postexercise muscle soreness by electromyography and mechanomyography. **Journal of Pain**. v.3, n.2, p.126-1363, 2002.

BARRY, D.T.; GORDON, K.E.; HINTON, G.G. Acoustic and surface EMG diagnosis of pediatric muscle disease. **Muscle Nerve**. v.13, p.286-290, 1990.

BECK, T.W. *et al.* Mechanomyographic amplitude and frequency responses during dynamic muscle actions: a comprehensive review. **BioMedical Engineering OnLine**. 2005. Disponível em <HTTP://www.biomedical-engineering-online.com/content/4/1/67>, no dia 23/05/2006.

_____. Comparison of the fast Fourier transform and continuous wavelet transform for examining mechanomyographic frequency versus eccentric torque relationships. **Journal of Neuroscience Methods**. v.150, p.59-66, 2006.

_____. Mechanomyographic amplitude and mean power frequency versus torque relationships during isokinetic muscle actions of the biceps brachii. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.14, p.555-564, 2004a.

_____. Mechanomyographic and electromyographic time and frequency domain responses during submaximal to maximal isokinetic muscle actions of the biceps brachii. **European Journal of Applied Physiology**. v.92, p.352-359, 2004b.

_____. Comparison of Fourier and Wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic frequency domains actions of the biceps brachii. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.15, p.190-199, 2005.

_____. Comparison of piezoelectric contact sensor and an accelerometer examining mechanomyographic amplitude and mean Power frequency versus torque relationships during isokinetic and isometric muscle actions of biceps brachii. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.16, p.324-335, 2006.

BERNE, R.M., LEVY, M.N. Fisiologia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogen, 2000.

BILODEAU, M. *et al.* EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.13, n.1, p.83-92, 2003.

BINDER-MACLEOD, S. A.; HALDEN, E. E.; JUNGLES, K. A. Effects of stimulation intensity on the physiological responses of human motor units. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.27, p. 556-565, 1995.

BINDER-MACLEOD, S. A.; MCDERMOND, L. R. Changes in the force-frequency relationship of the human quadriceps femoris muscle following electrically and voluntary induced fatigue. **Physical Therapy**. v.72, n.2, p. 95-104, 1992.

BLANGSTED, A. K. *et al.* Voluntary low-force contraction elicits prolonged low-frequency fatigue and changes in surface electromyography and mechanomyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.15, p. 138-148, 2005.

CALLEGARI-JACQUES, S. M. **Bioestatística: Princípios e Aplicações**. São Paulo: Artmed, 2004.

CESCON, C. *et al.* Non-invasive characterization of single motor unit electromyographic and mechanomyographic activities in the biceps brachii muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.16, p. 17-24, 2006.

CHEN, J.; YU, N. Y. The validity of stimulus-evoked EMG for studying muscle fatigue characteristics of paraplegic subjects during dynamic cycling movement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v.5, n.2, p. 170-8, 1997.

CHESLER, N. C.; DURFEE, W. K. Surface EMG as a fatigue indicator during FES-induced isometric muscle contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.7, n.1, p. 27-37, 1997.

CHOU, L.W. *et al.* Predicting optimal electrical stimulation for repetitive human muscle activation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.15, p. 300-309, 2005.

COBURN, J. W. *et al.* Mechanomyographic and electromyographic responses of the vastus medialis muscle during isometric and concentric muscle actions. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v.19, n.2, p. 412-420, 2005.

CRAMER, J. T. *et al.* The relationships among peak torque, mean power output, mechanomyography, and electromyography in men and women during maximal, eccentric isokinetic muscle actions. **European Journal of Applied Physiology**. v.86, p. 226-232, 2002.

_____. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. **European Journal of Applied Physiology**. v.93, p. 530-539, 2005.

CREPÓN, F. **Eletrofisiologia e Reeducação Funcional**. São Paulo: Lovise, 1996.

DACKO, S. **Revisão de fisiologia**. In: Nelson, R. M. *et al.* Eletroterapia Clínica. 3ª ed. São Paulo: Manole, 2003.

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

DELITTO, A.; SNYDER-MACKLER, L.; ROBINSON, A. J. **Estimulação elétrica do músculo: técnicas e aplicações**. In: Robinson, A. J.; Snyder-Mackler, L. Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

DELUCA, C. J. The use of surface electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**. v.13, p. 135-263, 1997.

DIMITROVA, N. A. *et al.* Estimate of M-wave changes in human biceps brachii during continuous stimulation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.15, p. 341-348, 2005.

DVIR, Z. **Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas**. São Paulo: Manole, 2002.

EBERSOLE, K. T. *et al.* The effect of leg flexion angle on the mechanomyographic responses to isometric muscle actions. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**. v.78, n.3, p. 264-269, 1998.

_____. MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.9, n.3, p. 219-227, 1999.

EBERSOLE, K. T.; O'CONNOR, K. M.; WIER, A. P. Mechanomyographic and electromyographic responses to repeated concentric muscle actions of the quadriceps femoris. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.16, n.2, p. 149-157, 2006.

EBIED, A. M.; KEMP, G. J.; FROSTICK, S. P. Mensuring myoelectric fatigue of the serratus anterior in health subjects and patients with long thoracic nerve palsy. **Journal of Orthopaedic Research**, v.22, n.4, p.872-877, 2004.

ENOKA, R. M. Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.5, n.3, p. 141-149, 1995.

ESER, P. C. *et al.* Influence of different stimulation frequencies on power output and fatigue during FES-cycling in recently injured SCI people. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. v.11, n.3, p. 236-40, 2003.

FALLER, L. *et al.* Mecanomiografia por acelerometria em análise isocinética: resultados preliminares. **1º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica**. Petrópolis - RJ, 2007.

FITTS, R. H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. **Physiological Reviews**. v.74, n.1, p. 49-94, 1994.

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

GANDEVIA, S. C. Spinal and Supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiological Reviews**. v.81, n.4, p. 1725-1789, 2001.

GAVIRIA, M. *et al.* Stimulation électrique fonctionnelle et fatigue musculaire du muscle paralysé chez le blessé médullaire paraplégique: effet de la vitesse d'activation du niveau d'activation des unités motrices. **Annales de Réadaptation et de Médecine Physique**. v.42, n.4, p. 181-199, 1999.

GERDLE, B.; LARSSON, B.; KARLSSON, S. Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. **Journal Electromyography and Kinesiology**. v.10, n.4, p. 225-232, 2000.

GOBBO, M. *et al.* Torque and surface mechanomyogram parallel reduction during fatiguing stimulation in human muscles. **European Journal of Applied Physiology**. v.97, p. 9-15, 2006.

GRAUPE, D. *et al.* Patient controlled electrical stimulation via EMG signature discrimination for providing certain paraplegics with primitive walking functions. **Journal of Biomedical Engineering**. v.5, p.220-226, 1983.

GREGORI, B.; GALIÉ, E.; ACCORNERO, N. Surface electromyography and mechanomyography recording: A new differential composite probe. **Medical & Biological Engineering & Computing**. v.41, p. 665-669, 2003.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

HAYKIN, S.; VEEN, B. V. **Sinais e Sistemas**. Porto Alegre: Bookman, 2001.

HOSTENS, I. *et al.* Validation of the wavelet spectral estimation technique in biceps brachii and brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.14, n.2, p. 205-15, 2004.

IBGE. Censo Demográfico 1991. SIDRA - Sistema do IBGE de Recuperação Automática. 1991. Disponível em www.sidra.ibge.gov.br/bda/tabela/protabl.asp?z=cd&o=77i=P, no dia 25/05/2007.

JASKÓLSKA, A. *et al.* EMG and MMG of agonist and antagonist muscles as a function of age and joint angle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.16, p. 89-102, 2006.

KARLSSON, S.; GERDLE, B. Mean frequency and signal amplitude of surface EMG of the quadriceps muscle increasing torque - a study using the continuous wavelet transform. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.11, p.131-140, 2001.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Provas de Comprimento Muscular e Exercícios de Alongamento**. In: _____. **Músculos: Provas e Funções**. 4ª São Paulo: Manole, 1995.

KIMURA, T. *et al.* Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction. **European Journal of Applied Physiology**. v.92, p.533-539, 2004.

KOJIMA, N.; NAKAZAWA, K.; YANO, H. Effects of limb loading on the lower-limb electromyographic activity during orthotic locomotion in paraplegic patient. **Neuroscience Letters**. V.274, n.3, p.211-213, 1999.

KRAEMER, W.; HÄKKINEN, K. **Treinamento de força para o esporte**. Porto Alegre: Artmed, 2004.

LARSSON, B. *et al.* Surface electromyography and peak torque of repetitive maximum isokinetic plantar flexions in relation to aspects of muscle morphology. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.16, p. 281-290, 2006.

LI, M.I. *et al.* Electromyographical assessment on muscular fatigue – an elaboration upon repetitive typing activity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.14, n.6, p.661-669, 2004.

LOW, J.; REED, A. **Avaliação Eletrofisiológica**. In: _____. Eletroterapia explicada: princípios e prática. 3^a ed. São Paulo: Manole, 2001a.

_____. **Estimulação elétrica de nervo e músculo**. In: _____. Eletroterapia Explicada: princípios e prática. 3^aed. São Paulo: Manole, 2001b.

MADELEINE, P.; ARENDT-NIELSEN, L. Experimental muscle pain increases mechanomyographic signal activity during sub-maximal isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.15, n.1, p.27-36, 2005.

MADELEINE, P. *et al.* Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.11, n.2, p.113-121, 2001.

_____. Upper Trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions. **European Journal of Applied Physiology**. v.87, n.4, p.327-336, 2002a.

_____. Development of muscle fatigue as assessed by electromyography during continuous intermittent low-force contractions effects of the feedback mode. **European Journal of Applied Physiology**. v.87, n.1, p.28-37, 2002b.

MALEZIC, M.; HESSE, S. Restoration of gait by functional electrical stimulation in paraplegic patients: a modified program of treatment. **Paraplegia**. 33: 126-131 p. 1995.

MAMAGHANI, N. K. *et al.* Mechanomyogram and electromyogram responses of upper limb during sustained isometric fatigue with varying shoulder and elbow postures. **Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science**. v.21, n.1, p. 29-43, 2002.

MANDRILE, F. *et al.* Stimulation Artifact in Surface EMG Signal: effect of the stimulation waveform, detection system, and current amplitude using hybrid stimulation technique. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. v.11, n.4, p. 407-415, 2003.

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

MEALING, D.; LONG, G.; MCCARTHY, P. W. Vibromyographic recording from human muscles with known fibre composition differences. **Brazilian Journal of Sports Medicine**. v.30, p. 27-31, 1996.

MERLETTI, R.; DELUCA, C. J.; SATHYAN, D. Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effects of side dominance. **Journal of Applied Physiology**. v.77, p. 2104-2114, 1994.

MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M.; DELUCA, C. J. Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. **Journal of Applied Physiology**. v.69, n.5, p. 1810-1820, 1990.

MIZRAHI, J. *et al.* Muscle fatigue in interrupted stimulation: Effect of partial recovery on force and EMG dynamics. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.7, n.1, p. 51-65, 1997.

MMA7260Q. **Three Axis Low-g Micromachined Accelerometer**. Denver - Colorado: Freescale Semiconductor Distribution Center, 2006.

MORITANI, T. *et al.* Electrophysiology and kinesiology for health and disease. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.15, p. 240-255, 2005.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. Porto Aletre: Artmed, 2003.

NOGUEIRA, D. V. *et al.* Efeito do intervalo de tempo entre as contrações na fadiga muscular localizada. **III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica**. João Pessoa, 2004. P.165-168, 2004.

NOHAMA, P.; MACEDO, R. M. Avaliação da fadiga muscular como função do lactato em paraplégicos submetidos à estimulação elétrica neuromuscular. **III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica**. João Pessoa, 2004. p.501-504, 2004.

NOHAMA, P. ; MORALES, R. C. ; MORALES, D. . Metodologia de Ensaio e Avaliação de Estimuladores Elétricos Neuromusculares. **XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, 2006, São Pedro / SP. Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2006. p.596-599, 2006.

NORTON, J. A. *et al.* Spinally generated electromyographic oscillations and spasms in low-thoracic complete paraplegic. **Movement Disorders**. V.18, n.1, p.101-106, 2003.

O'SULLIVAN, S. O.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. São Paulo: Manole Editora, 1993.

ORIZIO, C. Muscle Sound: Bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. **Critical Review on Biomedical Engineering**. v.21, n.3, p.201-243, 1993.

ORIZIO, C. *et al.* The surface mechanomyogram as a tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy: Historical basis and novel evidence. **European Journal of Applied Physiology**. v.90, p.326-336, 2003.

_____. Influence of motor units recruitment and firing rate on the soundmyogram and EMG characteristics in cat gastrocnemius. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.2, n.4, p.232-241, 1992.

PERRY-RANA, S. R. *et al.* MMG and EMG responses during 25 maximal, eccentric, isokinetic muscle actions. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v.35, n.12, p. 2048-2054, 2003.

PINCIVERO, D. M.; GEAR, W. S.; STERNER, R. L. Assessment of the reliability of high-intensity quadriceps femoris muscle fatigue. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. V.38. p.334-338, 2001.

PORTNEY, L. **Eletromiografia e testes de condução nervosa**. In: O'Sullivan, S. B.; Schmitz, T. J. *Fisioterapia: Avaliação e tratamento*. 2^a. São Paulo: Manole, 1993.

RABISCHONG, E. Surface action potentials related to torque output in paraplegics' electrically stimulated quadriceps muscle. **Medical Engineering and Physics**. V.18, n.7, p.538-547, 1996.

RABISCHONG, E.; CHAVETT, P. Regression-based indices of fatigue in paraplegics electrically stimulates quadriceps. **Medical Engineering and Physics**. V.19, n.8, p.749-754, 1997.

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

RUITER, C. J. *et al.* Initial phase of maximal voluntary and electrically stimulated knee extension torque development at different knee angles. **Journal of Applied Physiology**. v.97, p.1693-1701, 2004.

SCHEEREN, E. M. **Fadiga de baixa frequência em contrações concêntricas e excêntricas.** (Dissertação de Mestrado). Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Universidade do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2002. 72 p.

SCOTT, O. **Ativação dos Nervos Motores e Sensitivos.** In: _____. Eletroterapia de Clayton. 10ª Ed. São Paulo: Manole, 1998.

SENE, M. O. **Efeitos da Estimulação Elétrica Neuromuscular sobre o Gasto Energético de Lesados Medulares.** (Dissertação). Programa de Pós Graduação Interunidades Bioengenharia - EESC/IQSC/FMRP, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2003. 106p.

SHINOHARA, M. *et al.* Mechanomyography of the human quadriceps muscle during incremental cycle ergometry. **European Journal of Applied Physiology.** v.76, p. 314-319, 1997.

SILVA, J.; CHAU, T. A mathematical model for source separation of MMG signals recorded with a coupled microphone accelerometer sensor pair. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering.** v.52, n.9, p.1499-1501, 2005.

SILVA, J. L.; NOHAMA, P. Parâmetros Ótimos para Redução de Fadiga Muscular em Pacientes Paraplégicos Submetidos à Estimulação Elétrica: Resultados Preliminares. **Anais do IV Forum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde.** Curitiba, 1998.

SMITH, D. B. *et al.* Mechanomyographic responses to maximal eccentric isokinetic muscle actions. **Journal of Applied Physiology.** v.82, n.3, p.1003-1007, 1997.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. **Aspectos de Fisiologia Muscular e Neurofisiologia.** In: _____. Cinesiologia Clínica de Brunnstrom.5ª. São Paulo: Manole, 1997.

SNYDER-MACKLER, L.; LADIN, Z. 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. **Journal of Bone and Joint Surgery.** v.73, p. 1025-36, 1991.

TARATA, M.; SPAEPEN, A.; PUERS, R. The accelerometer MMG measurement approach, in monitoring the muscular fatigue. **Measurement Science Review**. v.1, n.1, p. 47-50, 2001.

TARATA, M. T. Mechanomyography versus Electromyography, in monitoring the muscular fatigue. **Biomedical Engineering Online**. v.2, n.3, 2003.

TEPAVAC, D.; SCHWIRTLICH, L. Detection and prediction of FES-induced fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.7, n.1, p. 39-50, 1997.

THOMAS, C. K. *et al.* Fatigue of paralyzed and control thenar muscles induced by variable or constant frequency stimulation. **Journal of Neurophysiology**. v.89, n.4, p.2055-2064, 2003.

VOLLESTAD, N. K. Measurement of human muscle fatigue. **Journal of Neuroscience Methods**. v.74, p. 219-27, 1997.

WARD, A. R.; ROBERTSON, V. J. The variation in fatigue rate with frequency using KHz frequencies alternating current. **Medical Engineering and Physics**. v.22, p.637-646 p. 2000.

WATAKABE, M. *et al.* Reliability of the mechanomyogram detected with an accelerometer during voluntary contractions. **Medical and Biological Engineering and Computing**. v.41, n.2, p.198-202, 2003.

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

WINSLOW, J.; JACOBS, P. L.; TEPAVAC, D. Fatigue compensation during FES using surface EMG. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.13, n.6, p.555-68, 2003.

YOSHITAKE, Y.; MORITANI, T. The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.9, n.3, p.209-217, 1999.

YOSHITAKE, Y. *et al.* Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans. **Journal of Applied Physiology**. v.93, n.5, p.1744-1752, 2002.

_____. Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mechanomyography, and near-infrared spectroscopy. **European Journal of Applied Physiology**. v.84, p. 174-179, 2001.

APÊNDICE I**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Nome: _____

Idade: _____ Sexo: _____ Altura: _____ Peso: _____

Endereço: _____

Profissão: _____ RG: _____

Fui informado (a) detalhadamente sobre a pesquisa: “**Mecanomiografia como técnica de detecção de fadiga muscular induzida pela estimulação elétrica neuromuscular**” que será realizada pela fisioterapeuta Lilian Faller, mestranda do Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde da PUCPR.

Declaro que fui plenamente esclarecido (a) sobre a avaliação física e funcional a que serei submetido (a). Fui informado (a) também que o objetivo do estudo é: verificar a aplicabilidade da mecanomiografia como técnica de detecção da fadiga muscular induzida pela estimulação elétrica neuromuscular.

Estou ciente que serei submetido (a) a uma avaliação, constituída dos seguintes itens: coleta de dados de identificação e teste de força muscular máxima da perna dominante através da avaliação isocinética. Serei submetido (a) a um protocolo de estimulação elétrica dos músculos anteriores da coxa, e serei monitorado através da captação do sinal mecanomiográfico e do sinal de torque do mesmo grupo muscular (métodos não invasivos). Todos os procedimentos serão realizados na Clínica de Fisioterapia da PUCPR.

Fui informado que poderei interromper a sessão a qualquer momento se sentir desconforto antes ou depois dos procedimentos, mesmo já tendo sido esclarecido que este método não trará nenhum prejuízo ou risco à minha saúde. Também fui esclarecido que serei acompanhado pela pesquisadora durante toda a pesquisa.

Estou ciente de que o professor responsável, juntamente com a mestranda, estará à minha inteira disposição para solucionar o problema e eventuais dúvidas. Diante do exposto, declaro que minha participação foi aceita espontaneamente e que, se desistir deverei informar, da maneira mais conveniente tornando-me responsável por possíveis prejuízos e/ou riscos a que estarei me expondo.

Declaro, também, que, por se tratar de trabalho acadêmico sem interesse financeiro, não tenho direito a nenhuma remuneração, ressarcimento de despesas decorrentes da participação da pesquisa, ou indenizações diante de eventuais danos recorrentes, como também não terei qualquer gasto durante a pesquisa. Por fim, concordo com a utilização de minhas imagens e das informações resultantes da pesquisa, bem como divulgação dos resultados desde que preservada minha identidade.

Assinatura (de acordo)

Curitiba, _____ de _____ de 200 ____.

Lilian Faller

Credito 8/ 53392-F

Telefone 41- 9936 2938

testemunha

testemunha

APÊNDICE II

Aprovação do Comitê de Ética



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação

Curitiba, 03 de março de 2005

Of. 51/05/CEP-PUCPR

Ref. "Utilização da eletromiografia de superfície no controle da fadiga muscular durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular em indivíduos paraplégicos".

Prezado (a) Pesquisador (es),

Venho por meio deste informar a Vossa Senhoria que o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, no dia 02 de março do corrente ano aprovou o Projeto intitulado **"Utilização da eletromiografia de superfície no controle da fadiga muscular durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular em indivíduos paraplégicos"**, pertencente ao Grupo III, sob o registro no CEP n° 514, FR: 055738 e será encaminhado a CONEP para o devido cadastro. Lembro ao senhor (a) pesquisador (a) que é obrigatório encaminhar relatório anual parcial e relatório final a este CEP.

Atenciosamente,

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Emilio', is written over a large, faint circular stamp or watermark.

Prof. Dr. Emilio José Scheer Neto.

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa - PUCPR

Ilmo Sr

Percy Nohama

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](#)