

CARACTERIZAÇÃO DO SINAL MECANOMIOGRÁFICO ATRAVÉS DA  
ACELEROMETRIA EM TRÊS DIFERENTES MÚSCULOS

Bruno Jotta da Costa

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS  
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS  
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM  
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

---

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

---

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

---

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

---

Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

---

Prof. Marco Aurélio Vaz, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JUNHO DE 2008

COSTA, BRUNO JOTTA DA

Caracterização do Sinal Mecanomiográfico  
Através da Acelerometria em Três Dife-  
rentes Músculos [Rio de Janeiro] 2008

IX, 86 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc.,  
Engenharia Biomédica, 2008)

Dissertação – Universidade Federal do  
Rio de Janeiro, COPPE

1. Mecânica Muscular
2. Mecanomiografia
3. Diferentes Músculos

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho a Deus por me permitir viver esse inesquecível processo de aprendizagem e evolução pessoal.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço ao prof. Marco Antonio Cavalcanti Garcia pela minha inserção na linha de pesquisa e por toda ajuda e orientação ao longo do desenvolvimento do trabalho. É realmente difícil expressar minha gratidão. Muito obrigado por tudo.

Ao meu orientador, prof. Marcio Nogueira de Souza, pela orientação na realização do trabalho e conhecimentos transmitidos. Seu trabalho é a verdadeira concepção do ato de lecionar e muito me inspira. Muito obrigado por tudo.

Ao prof. Alexandre Visintainer de Pino, pela ajuda no desenvolvimento do programa de aquisição e toda parte instrumental desenvolvida. Obrigado por tudo.

Ao desenhista industrial Anderson Kenji, pela ajuda no desenvolvimento do sistema mecânico e sua postura profissional. Todo meu respeito e gratidão pela ajuda. Estaremos juntos no experimento do “popeye”.

Ao amigo Rafael Ruhl, pela ajuda na coleta e a confiança depositada.

À meu pai, Edmar Evangelista da Costa, meu amigo e mestre, por me fazer entender que as dificuldades não são por acaso, e sim para as pessoas que estão devidamente preparadas e dispostas para elas.

À Márcia Maria Jotta marques e Luiz Carlos Julio Marques, minha mãe e meu padrasto, por me ajudarem e incentivarem durante toda essa jornada.

À minha companheira, Luana Aquino, por me incentivar e estar ao meu lado durante os momentos difíceis essa jornada.

À todos os professores do PEB, pelos conhecimentos passados e atenção dispensada.

À todos os funcionários do PEB (Sabrina, Wesley, Amauri, Diniz), pela ajuda sempre que necessária durante meu período como aluno.

Ao prof. Luis Aureliano Imbirina, por me iniciar na pesquisa durante a graduação e por me incentivar a cursar o mestrado no PEB, me fazendo acreditar que era possível.

À todos os meus amigos que me apoiaram e me incentivaram nessa jornada direta ou indiretamente.

À poesia, música, montanhas e mares que me inspiram e sempre me acolheram nos momento de desespero e cansaço.

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

## CARACTERIZAÇÃO DO SINAL MECANOMIOGRÁFICO ATRAVÉS DA ACELEROMETRIA EM TRÊS DIFERENTES MÚSCULOS

Bruno Jotta da Costa

Junho/2008

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza  
Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

A mecanomiografia (MMG) tem sido utilizada como um método alternativo em estudos relativos à contração muscular. Com relação às propriedades mecânicas da contração muscular, sugere-se que grande parte da informação contida no sinal de MMG seja oriunda das oscilações laterais (direção X) das fibras musculares, apesar de alguns autores terem investigado as oscilações produzidas longitudinalmente (direção Y) à direção das mesmas por meio de acelerômetros biaxiais. Neste trabalho foi analisado o comportamento do sinal de MMG nos músculos bíceps braquial, sóleo e gastrocnêmio medial, via acelerômetro biaxial, num protocolo onde 19 sujeitos do sexo masculino realizaram cinco diferentes níveis de contrações isométricas sem fadiga. A raiz média quadrática (RMS) e frequência média do espectro de potência (FM) do sinal de MMG\_Y foram utilizadas num processo de minimização multi-paramétrica baseado no método dos mínimos quadrados. Esse procedimento forneceu os coeficientes de uma equação de predição do percentual médio de fibras de contração lenta. Os resultados obtidos pela utilização da equação se diferenciaram cerca de 10% do que é reportado pela literatura para o sóleo e bíceps braquial. Os resultados indicam viabilidade no uso do sinal de MMG\_Y e reforçam hipótese de influência do tipo de fibra muscular sobre o sinal de MMG.

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

CHARACTERIZATION OF MECHANOMYOGRAPHIC SIGNAL THROUGH  
ACCELEROMETER IN THREE DIFFERENT MUSCLES

Bruno Jotta da Costa

June/2008

Advisors: Marcio nogueira de Souza  
Alexandre Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

Mechanomyography (MMG) has been used as an alternative approach in muscle contraction studies. Regarding to the mechanical properties of muscle contraction, it has been suggested that most of the information derived from the MMG signal seems to be from the lateral oscillations (X direction) of muscle fibers, despite of some authors have also investigated the longitudinal ones (Y direction) from the MMG signal when biaxial accelerometers are used to collect the signal. The MMG signal was obtained from biceps brachii, soleus and gastrocnemius medialis muscles by means a biaxial accelerometer, while the volunteers performed five different levels of non-fatigued isometric contractions. The root-mean-square (RMS) value and the mean frequency (FM) from the MMG\_Y signal power spectrum were computed in multi parametric minimization process based on minimal squares method. Based on these parameters, it was derived a heuristic equation to estimate the mean percentage of slow muscle fibers. The results suggest that the analysis of the MMG signal in time and frequency domains, mainly in Y direction, can reflect some useful muscle contraction properties that indeed may also help to estimate fiber type characteristics.

# ÍNDICE

<b>CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
I.1 – O Problema .....	1
I.2 – Objetivo.....	3
<b>CAPÍTULO II – REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>4</b>
<b>II.1 – Fisiologia da Contração Muscular .....</b>	<b>4</b>
II.1.1 – Fisiologia do Tecido Muscular.....	4
II.1.2 – Ativação Elétrica do Músculo .....	5
II.1.3 – Contração Muscular .....	5
II.1.4 – Unidade Motora .....	7
II.1.5 – Determinação do Tipo de Fibra Muscular.....	9
<b>II.2 – Técnicas Não Invasivas Utilizadas na Avaliação da Contração Muscular .....</b>	<b>12</b>
II.2.1 – Eletromiografia .....	12
II.2.2 – Mecanomiografia .....	12
II.2.2.1 – Sons e Vibrações Musculares - Mecanomiografia .....	12
II.2.2.2 – O Estudo da Gradação da Força Muscular através da Mecanomiografia.....	17
II.2.2.3 – Mecanomiografia e Tipo de Fibra Muscular .....	18
II.2.2.4 – Mecanomiografia com uso de Acelerômetros.....	21
<b>CAPÍTULO III – MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>23</b>
<b>III.1 – Sistema Mecânico.....</b>	<b>23</b>
<b>III.2. – Transdutores, Condicionadores e Sistema de Aquisição de Sinais.....</b>	<b>23</b>
III.2.1 – Eletromiografia (EMG).....	23
III.2.2 – Mecanomiografia (MMG) .....	24
III.2.3 – Sinal de Força .....	25
III.2.4 – Sistema de Aquisição de Dados.....	25
<b>III.3 – Protocolo Experimental.....</b>	<b>25</b>
III.3.1 – Casuística.....	25
III.3.2 – Procedimentos Preliminares .....	26
III.3.3 – Músculos Avaliados.....	26
III.3.4 – Desenho Experimental.....	27
<b>III.4 – Análise dos Dados .....</b>	<b>32</b>
III.4.1 – Análise Estatística dos Dados .....	34
III.4.2 – Índice de identificação do Tipo de Fibra Muscular .....	35
<b>CAPÍTULO IV – RESULTADOS .....</b>	<b>38</b>
<b>IV.1 – Sistema Mecânico.....</b>	<b>38</b>
<b>IV.2. – Dados obtidos na Coleta .....</b>	<b>42</b>
IV.2.1 – Dados dos Voluntários.....	42
<b>IV.3 – Análise Exploratória Dos Dados .....</b>	<b>43</b>
IV.3.1 – EMG .....	43

IV.3.2 – RMS MMG_X.....	44
IV.3.3 – FM MMG_X.....	46
IV.3.4 – RMS MMG_Y.....	48
IV.3.5 – FM MMG_Y.....	50
IV.3.6 – RMS MMG_R.....	52
IV.3.7 – FM MMG_R.....	54
<b>IV.4 – Relação MMG x Força Muscular .....</b>	<b>56</b>
IV.4.1 – Sóleo.....	56
IV.4.2 – Bíceps Braquial .....	57
IV.4.3 – Gastrocnêmio Medial .....	58
<b>IV.5 – Identificação do Tipo de Fibra Muscular .....</b>	<b>60</b>
<b>CAPÍTULO V – DISCUSSÃO .....</b>	<b>62</b>
MMG_X.....	62
MMG_Y.....	65
MMG_R.....	68
Identificação do Tipo de Fibra Muscular.....	68
<b>CAPÍTULO VI – CONCLUSÃO.....</b>	<b>71</b>
Sugestões de estudos futuros.....	72
<b>CAPÍTULO VII - REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>73</b>
<b>ANEXO A.....</b>	<b>83</b>
<b>ANEXO B.....</b>	<b>85</b>
Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....	85



## LISTA DE ABREVIATURAS

EMG	Eletromiografia
MMG	Mecanomiografia
MMG_X	Sinal de MMG correspondente ao registro das oscilações laterais.
MMG_Y	Sinal de MMG correspondente ao registro das oscilações longitudinais.
MMG_R	Sinal de MMG correspondente à raiz quadrada da soma dos dois sinais ortogonais ao quadrado
CL	Fibra muscular de contração lenta
CR	Fibra muscular de contração rápida
CRa	Subtipo de Fibra muscular de contração rápida A
CRb	Subtipo de Fibra muscular de contração rápida B
CRc	Subtipo de Fibra muscular de contração rápida C
ACH	Acetilcolina
túbulos t	Túbulos transversos
Ca <sup>++</sup>	Cálcio
ATP	Adenosina Trifosfato
UM	Unidade Motora
RR	Unidade motora de contração rápida resistente a fadiga
RF	Unidade motora de contração rápida fadigável
L	Unidade motora de contração lenta
SC	<i>Steps</i> de contração muscular
RC	Rampas de contração isométrica
CVM	Contração voluntária máxima
RMS	Raiz média quadrática
PSD	Espectro de potência
FM	Frequência média do Espectro de potência

# CAPÍTULO I

## INTRODUÇÃO

### I.1 – O Problema

A interpretação dos mecanismos envolvidos no controle da contração muscular, sob diferentes níveis e condições, ainda é um aspecto de grande discussão na literatura (DIMITROVA & DIMITROV, 2003). Neste sentido, o recrutamento de unidades motoras musculares e a variação em frequência de disparo de potenciais de ação dessas unidades têm sido considerados os dois eventos fisiológicos regentes (ENOKA, 2000).

Objetivando um melhor entendimento destes dois mecanismos, alguns autores têm usado a Eletromiografia (EMG) como ferramenta de investigação, por meio da análise do sinal mioelétrico (sinal de EMG) do músculo de interesse (ENOKA, 2000). Colocando-se um indivíduo em diferentes intensidades de contração é possível, por meio da análise do sinal de EMG, interpretar de forma quantitativa os mecanismos de gradação da força (SANTO *et al.*, 2006). No entanto, alguns trabalhos também ressaltam a importância da compreensão de aspectos mecânicos no entendimento desses eventos fisiológicos reguladores da força durante a contração (YOSHITAKE *et al.*, 2002). Como exemplo de alguns destes mecanismos é possível citar os abalos musculares, que consistem na resposta de força de uma unidade motora associada a um único impulso elétrico excitatório (ENOKA, 2000).

Com o fim de elucidar melhor essas questões relacionadas ao aspecto mecânico, uma técnica alternativa, denominada Mecanomiografia (MMG), vem sendo utilizada na análise de contração muscular. A MMG se caracteriza pelo registro de ondas de pressão, que se evidenciam em deslocamentos mínimos na superfície do músculo, geradas pela oscilação lateral da fibra muscular em contração (ORIZIO, 2004). Essa técnica é considerada, então, um registro do componente mecânico da contração muscular devido à natureza da origem do fenômeno em questão (ORIZIO, 2004). Algumas teorias vêm sendo propostas no sentido de melhor fundamentar a origem dessas oscilações laterais, tais como: mudanças dimensionais provocadas pelo volume constante da fibra em contração; distribuição assimétrica dos elementos contráteis e a frequência de ressonância do músculo (ORIZIO, 1993).

A possibilidade de uso de diferentes tipos de transdutores colocados na superfície da pele, tais como microfones, acelerômetros e sensores piezoelétricos, dificulta a comparação de resultados obtidos (ORIZIO, 2004). Conseqüentemente, alguns autores têm comparado o desempenho e viabilidade desses diferentes transdutores (ORIZIO, 2004). Os resultados indicam uma maior viabilidade dos acelerômetros em contrações isométricas, devido a seu baixo custo, menor suscetibilidade a ruído e, principalmente, a possibilidade de expressar seus resultados em unidades físicas, uma vez que esses transdutores registram a aceleração de deslocamentos mínimos na superfície da pele (ORIZIO, 2004).

Com a utilização de acelerômetros, a aceleração do músculo é registrada por meio do sinal de MMG, sendo mais freqüente o registro da aceleração lateral em relação à orientação da fibra muscular. Até o momento, somente um autor deu atenção à informação contida nas oscilações na direção longitudinal das fibras musculares (MATTA *et al.*, 2005), sendo que nenhum trabalho foi observado em relação ao estudo da orientação da aceleração global resultante.

Outro aspecto que precisa ser elucidado diz respeito aos diferentes comportamentos do sinal de MMG na evolução da força isométrica presentes em diferentes músculos. A relação do sinal de MMG e a gradação da força têm se mostrado como dependente do músculo que é avaliado (YOSHITAKE *et al.*, 2002). Essa dependência tem sido sugerida como resultado da influência do tipo de fibra muscular predominante do músculo nas estratégias de regulação da força (MADELEINE *et al.*, 2001).

Em estudos que investigam o sinal de MMG em diferentes músculos, os desenhos experimentais têm comparado músculos com predominâncias de fibras musculares de contração lenta (CL) e músculos com predominância de fibras musculares de contração rápida (CR) em diferentes níveis de contrações isométricas (MEALING *et al.*, 1996; YOSHITAKE & MORITANI, 1999). No entanto, apenas um deles efetuou essa comparação de forma sistemática na evolução de níveis baixos de força até o máximo de contração voluntária (FREITAS *et al.*, 2001). Além disso, nenhum dos trabalhos incluiu na comparação um terceiro músculo, com sua respectiva composição de fibras referenciada pela literatura.

Dessa forma, é possível perceber que as características do sinal de MMG em músculos com diferentes predominâncias de fibra muscular, assim como a possibilidade de utilização do acelerômetro biaxial, avaliando as componentes longitudinais e

transversais ao ventre muscular, constituem uma lacuna de conhecimento a ser preenchida no campo da MMG.

## **I.2 – Objetivo**

O objetivo geral deste estudo foi investigar de modo sistemático o uso do sinal de MMG no estudo de contrações musculares isométricas de três diferentes músculos - bíceps braquial, gastrocnêmio medial e sóleo - descritos pela literatura como possuidores de diferentes tipos de fibra muscular, com a hipótese de que o comportamento de tal sinal possa ser influenciado pelo tipo de fibra muscular predominante no músculo. Como objetivos específicos relacionados podem ser citados:

- Desenvolver protocolo de coleta de dados que possibilitasse investigar o sinal de MMG sob condições controladas de contrações isométricas de membros superiores e inferiores;
- Desenvolver um sistema mecânico que possibilitasse o adequado controle das contrações musculares estabelecidas no protocolo;
- Adequar os sistemas de condicionamento e aquisição de sinais ao protocolo estabelecido;
- Processar os sinais de MMG extraindo atributos no domínio do tempo e da frequência;
- Analisar os parâmetros extraídos dos sinais de MMG objetivando estabelecer a relação entre as oscilações (transversais e longitudinais) das fibras musculares e a gradação da força;
- Investigar a possibilidade de criação um índice capaz de distinguir os tipos de fibra predominante no músculo por meio de parâmetros extraídos dos sinais de MMG de superfície.

## CAPÍTULO II

### REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo é feita uma revisão sobre conceitos fisiológicos e aspectos técnicos relevantes sobre a contração muscular e a mecanomiografia, de modo a proporcionar ao leitor um melhor entendimento do trabalho.

#### II.1 – Fisiologia da Contração Muscular

A seguir são apresentados, de forma resumida, aspectos importantes para a compreensão da contração muscular e suas características.

##### II.1.1 – Fisiologia do Tecido Muscular

Os músculos são definidos como um tecido dotado de células contráteis capazes de converter energia química em mecânica e que apresenta propriedades de irritabilidade, condutibilidade, contratilidade e uma capacidade limitada de crescimento e regeneração (ENOKA, 2000). Podem ser divididos basicamente em três tipos: *liso*, *cardíaco* e *esquelético*; cada um possuindo funções distintas e sendo compostos por um grande número de células conhecidas como *fibras musculares* (WILLMORE & COSTILL, 2001).

O músculo *liso* é encontrado na parede dos órgãos mais internos e da maioria dos vasos sanguíneos. Essa musculatura é denominada como involuntária, uma vez que não está sob controle consciente direto. Sua função é fornecer capacidade de contração e relaxamento a estruturas internas dos órgãos como, por exemplo, o trato digestivo, no momento da passagem do alimento no mesmo (WILLMORE & COSTILL, 2001).

O músculo cardíaco é encontrado apenas no coração, sendo denominado coletivamente como miocárdio. Semelhante ao músculo liso, ele não se encontra sob controle consciente, possuindo um sistema de regulação de contratilidade próprio e influenciado pelos sistemas endócrino e nervoso (WILLMORE & COSTILL, 2001).

Músculos esqueléticos são aqueles que podem ser controlados conscientemente e são assim chamados por estarem, na maioria das vezes, fixos ao esqueleto e serem

responsáveis por todos os movimentos realizados pelo corpo (WILLMORE & COSTILL, 2001).

### **II.1.2 – Ativação Elétrica do Músculo**

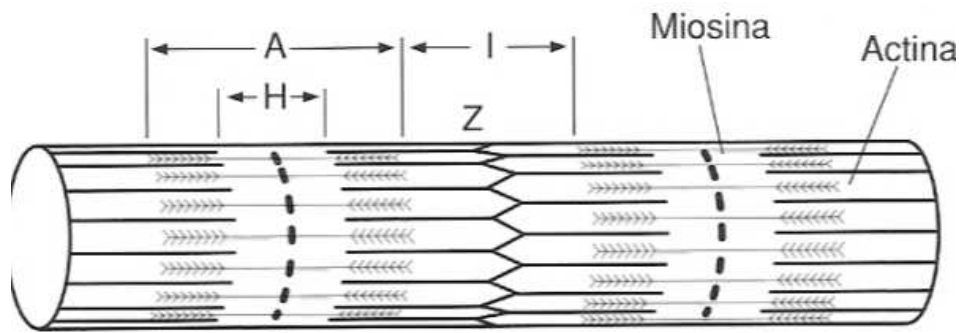
A contração muscular depende de uma ativação elétrica no músculo realizada pelo sistema nervoso central, sendo tal ativação iniciada no neurônio motor primário, localizado no córtex motor. A ativação neuronal se refere à despolarização do interior do neurônio em cerca de 15 a 20 mV em relação ao potencial extracelular, denominada potencial de ação (WILLMORE & COSTILL, 2001). O potencial de ação dá início à propagação do impulso nervoso, transmitido na forma de impulso elétrico, através de estruturas conhecidas como axônios, que servem como linhas de transmissão para os sinais enviados (RALL, 1987). Perto de seu final, o axônio se ramifica, estabelecendo contatos funcionais, conhecidos como *sinapses*, com neurônios motores responsáveis pela ativação dos músculos (ENOKA, 2000). O fenômeno do potencial de ação é, então, a forma como o sistema nervoso regula a atividade dos músculos (SMITH *et al.*, 1999).

### **II.1.3 – Contração Muscular**

A regulação nervosa no músculo, por meio dos potenciais de ação, é o fenômeno que vai desencadear o processo de contração muscular. Esse potencial de ação se propaga através do axônio do neurônio motor até sua extremidade terminal, promovendo a liberação de um neurotransmissor chamado acetilcolina (ACH), que fica armazenado em vesículas saculiformes. A ACH é liberada em uma estrutura denominada fenda sináptica, onde se liga a receptores específicos presentes na membrana da célula muscular ou sarcolema. Ao se ligar ao receptor a ACH promove a propagação do potencial de ação na célula muscular através da despolarização de estruturas conhecidas como túbulos transversos (túbulos t). Os túbulos t conduzem o potencial de ação até o interior da célula muscular, alcançando estruturas conhecidas como retículo sarcoplasmático (RS) (MCARDLLE *et al.*, 2000). O RS é um sistema membranoso oco que se alarga em sacos laterais na vizinhança dos túbulos t (ENOKA, 2000). Essa estrutura tem a função de armazenar e liberar o íon cálcio ( $\text{Ca}^{++}$ ), o qual é visto como um importante íon, fundamental para a contração muscular. Mediante estimulação elétrica, via potencial de ação, o RS libera grandes quantidades de  $\text{Ca}^{++}$ ,

que irão interagir com um tipo de proteína chamada *troponina* – uma das três proteínas contráteis encontradas no músculo. Essas proteínas contráteis estão arranjadas em uma estrutura conhecida como sarcômero (WILLMORE & COSTILL, 2001).

O sarcômero é a unidade funcional do músculo, cuja estrutura (WILLMORE & COSTILL, 2001), conforme representado na figura II.2, pode ser dividida em: Banda I, banda A e zona H. A banda I é uma região do sarcômero onde só existem filamentos formados por uma proteína chamada *actina*. A banda A tem sua região caracterizada pela presença de uma proteína conhecida como *miosina*. A zona H é a parte central da banda A, e só pode ser visualizada quando o sarcômero se encontra relaxado. Essa zona possui somente filamentos de miosina, embora, devido à interação da miosina e actina, a última é puxada para a zona H, fazendo com que a mesma se pareça com a banda A, durante a contração muscular.



**Figura II.1** – Representação de dois sarcômeros e suas respectivas bandas e zonas (WILLMORE & COSTILL, 2001).

O filamento de miosina é comumente chamado de filamento grosso, e sua localização dentro do sarcômero, ocorre entre dois filamentos de actina. Uma estrutura conhecida como cabeça da miosina se encontra localizada ao longo do filamento de miosina. Essas estruturas se encontram posicionadas de forma proeminente na miosina, e são responsáveis pela formação de uma ligação conhecida como *ponte cruzada*, que se constitui no meio de interação do filamento de miosina com o de actina (WILLMORE & COSTILL, 2001).

O filamento de actina é conhecido como filamento fino, sendo composto por mais duas proteínas, a *troponina* e a *tropomiosina*. A tropomiosina é uma proteína em forma de tubos, que se dispõe de forma espiralada em torno do filamento de actina. A

troponina é uma proteína que se fixa aos filamentos de actina e tropomiosina. Essa proteína possui uma importante ação conjunta com o íon  $\text{Ca}^{++}$  liberado pelo SR (WILLMORE & COSTILL, 2001).

Quando o  $\text{Ca}^{++}$  é liberado ele interage com a troponina que, devido a sua forte afinidade com este íon, expõe estruturas conhecidas como sítios ativos da actina - antes cobertos pela tropomiosina. Esses sítios ativos se ligam com as pontes cruzadas da miosina – parte mais protusa do filamento, incluindo a cabeça da miosina (WILLMORE & COSTILL, 2001).

O estabelecimento da ligação da ponte cruzada e os sítios ativos da actina acarretam a formação de um estado conhecido como *ligação forte*, que pode ser entendido como uma alteração na conformação da cabeça da miosina, que se inclina e por estar fixa ao filamento de actina, exerce uma tração sobre o mesmo em direção oposta ao filamento de miosina.

A ligação forte é um processo ativo, onde a quebra de uma molécula de adenosina trifosfato (ATP) – composto de fosfato de alta energia por onde o organismo obtém sua energia – fornece a energia necessária para o estabelecimento da ligação forte. A quebra da molécula de ATP ocorre por ação de uma enzima conhecida como ATPase, presente na cabeça da miosina. Essa ligação forte permite o deslizamento do filamento de actina sobre o de miosina por meio de sucessivas ligações fortes estabelecidas em sítios ativos cada vez mais distantes no filamento de actina. Esse processo gera a sobreposição desses filamentos na zona H, e o conseqüente encurtamento do sarcômero e do músculo, produzindo o que se entende por contração muscular (WILLMORE & COSTILL, 2001).

#### **II.1.4 – Unidade Motora**

A unidade motora (UM) é a unidade funcional básica de um músculo, sendo formada por um neurônio motor e as fibras musculares por ele inervadas (ENOKA, 2000; WILLMORE & COSTILL, 2001).

O número de fibras inervadas por um único neurônio é conhecido como proporção de inervação e pode variar, por exemplo, de 1:1900 no gastrocnêmio e 1:15 no músculo extra-ocular (ENOKA, 2000). Os músculos pequenos são geralmente compostos de UMs com menor proporção de inervação, possuindo um controle mais refinado de seus movimentos. Os músculos grandes são geralmente empregados em



tarefas mais funcionais, onde muitas vezes há uma grande necessidade de força, possuindo então, uma grande proporção de inervação e um menor controle motor, quando comparados a músculos menores (HAMIL & KNUTZEN, 1999; WILLMORE & COSTILL, 2001). Quando um neurônio motor é ativado pelo sistema nervoso, ele desencadeia um ou mais potenciais de ação em todas as fibras musculares de uma UM. A consequência disso é uma capacidade diferenciada de controle da força muscular, devido ao fato de cada músculo possuir uma diferente proporção de inervação em suas unidades motoras (HAMIL & KNUTZEN, 1999).

Toda UM é composta por único tipo de fibra muscular (BURKE *et al* 1973, LIEBER, 2002), sendo o tipo de fibra determinante no seu comportamento mecânico (BURKE *et al.*, 1973). O músculo pode ser visto como uma mistura de diferentes UMs/fibras musculares, sendo o tipo predominante responsável pelo comportamento mecânico e fisiológico do músculo.

Segundo BURKE *et al.* (1973), as UMs podem ser classificadas em três tipos principais: *Rápidas fadigáveis* (RF); *Rápidas resistentes à fadiga* (RR) e *Lentas* (L). Essa classificação está relacionada, sobretudo, às características fisiológicas do tipo de fibra muscular que compõem a UM. Ao observar três diferentes padrões no comportamento mecânico das UMs avaliadas e sua capacidade de resistência à fadiga, BURKE *et al.* (1973) identificaram, por meio de uma análise histoquímica, que cada padrão encontrado estava associado a um tipo distinto de fibra muscular. Desse modo, estabeleceu-se a relação entre o tipo de UM e as propriedades fisiológicas das fibras que a compõem.

As fibras musculares, por sua vez, podem ser classificadas como de *contração lenta* (CL) ou tipo I e *contração rápida* (CR) ou tipo II, sendo esta última dividida em três subtipos que seriam as fibras *a* (CRa) ou tipo Ia; *b* (CRb) ou tipo Ib; e *c* (CRc) ou tipo Ic (WILLMORE & COSTILL, 2001, LIEBER, 2002). Esses quatro tipos possuem velocidades de contração e resistência à fadiga diferenciada. As fibras do tipo CR, além de se contraírem mais rápido, possuem uma maior área de secção transversa, que pode ser entendida como a presença de maior quantidade de material contrátil. Por esse motivo essas fibras possuem, então, uma maior capacidade de gerar força (LIEBER, 2002). As fibras do tipo CL se contraem mais lentamente e são mais resistentes à fadiga. Elas também possuem uma menor área de secção transversa, produzindo menores níveis de força, quando comparadas às do tipo CR. Sendo assim, as UMs do tipo RF são

compostas por fibras dos subtipos CRb e CRc, menos resistentes à fadiga. As UMs do tipo RR e L são compostas por fibras do tipo CRa e CL, respectivamente.

As diferentes capacidades de produzir força ou tensão de cada tipo de UM se tornam mais evidentes em estudos que avaliam e comparam os perfis dos abalos musculares produzidos. O *abalo muscular* é definido como a reposta de força da unidade motora devida a um único impulso elétrico excitatório, ou seja, a um único potencial de ação (ENOKA, 2000). Normalmente, a resposta da unidade motora consiste não apenas de um abalo, mas sim de uma somação desses, resultando em uma produção de força maior do que aquela produzida em apenas um único abalo.

Durante o processo de gradação da força muscular, preconiza-se que ocorra uma ordem no recrutamento com base no tipo de UM (LIEBER, 2002). O clássico trabalho de HENNEMAN *et al.* (1965) deu origem à teoria conhecida como *principio do tamanho*. Essa teoria forneceu a base fisiológica para o recrutamento ordenado das UMs. Durante o início da geração de força, as UMs do tipo L, possuidoras de um menor tamanho e taxa de inervação, são recrutadas. Conforme a força desenvolvida aumenta, as UMs do tipo RR, de taxas de inervação e tamanho intermediários são, então, ativadas e, perante um aumento maior de força, há o recrutamento das UMs do tipo RF, possuidoras das maiores taxas de inervação e tamanho. Nesse contexto, é plausível imaginar que as estratégias de gradação de força de um músculo estejam relacionadas, minimamente, com o tipo de UM predominante que o compõe.

### **II.1.5 – Determinação do Tipo de Fibra Muscular**

Os mecanismos envolvidos na determinação da proporção do tipo de fibra muscular em um músculo são motivos de debate e discussão na literatura científica (SIMONEAU & BUCHARD, 1995). Dois fatores principais são tidos como responsáveis pela determinação dessa proporção: a individualidade genética e as adaptações proporcionadas pelas demandas ambientais, tais como a prática de atividade física; e sedentarismo (SIMONEAU & BUCHARD, 1995; HAMIL & KNUTZEN, 1999; WILLMORE & COSTILL, 2001; LIEBER, 2002).

O estudo de NIMMO *et al.* (1985), realizado em modelo animal, verificou a variação da proporção de fibras do tipo I em ratos sob condições ambientais e genéticas semelhantes. Os autores realizaram uma série de cruzamentos e a geração de quatro diferentes gerações de ratos. Em todas as gerações foram realizadas biopsias no

músculo sóleo para identificação dos percentuais de fibras do tipo I e II. Segundo os autores, o percentual médio da influência genética na variação do percentual de fibra do tipo I é em torno de 55%. Embora tenham utilizado ratos em seu experimento, seus resultados sugerem a existência de uma dependência genética mínima na determinação do tipo de fibra que compõe o músculo.

BOUCHARD *et al.*, (1986), na tentativa de melhor elucidar a relação da influência genética na proporção do tipo de fibra muscular em humanos, avaliaram a proporção de fibras do tipo I, do músculo vasto lateral, em irmãos gêmeos monozigóticos e dizigóticos. Foi relatada uma diferença percentual média de 9% na comparação da proporção de fibras do tipo I entre 40 pares de gêmeos monozigóticos. Ainda sobre esse estudo, deve se levar em conta que as condições ambientais dos irmãos gêmeos avaliados foram consideradas semelhantes pelos autores, o que de certa forma diminui a capacidade de inferência sobre a questão genética e o tipo de fibra muscular.

Em um outro estudo, SIMONEAU & BOUCHARD, (1989) investigaram a extensão da variabilidade na composição do tipo de fibra no músculo vasto lateral. Eles avaliaram 418 biópsias de amostras do músculo, em 270 indivíduos sedentários e 148 ativos. Com base na grande variabilidade de seus resultados, os autores sugerem a existência de uma grande variabilidade interindividual e diferença entre os gêneros masculino e feminino, na determinação do tipo de fibra que compõe o músculo.

Tomando como referência os resultados acima citados, parece razoável a idéia de existência de uma influência genética, por menor que seja, na determinação da proporção dos tipos de fibra I e II. Entretanto, é difícil quantificar a magnitude da influência genética nesta questão e como essa influência interage com as adaptações provocadas pelo exercício ou sedentarismo.

STARON *et al.* (1994) analisaram o tempo necessário de treinamento de resistência para promoção de alteração das proporções dos tipos de fibra no músculo vasto lateral. Após oito semanas de treinamento de alta intensidade, foram observadas alterações na proporção de fibras do tipo CRb, concordando parcialmente com um estudo previamente realizado por STARON *et al.* (1991), que encontraram alterações semelhantes provocadas por seis semanas de treinamento de resistência de alta intensidade.

Em um desenho experimental que se propôs a verificar as adaptações oriundas do treinamento de resistência em idosos, TRAPPE *et al.* (2000) realizaram biópsias do

músculo vasto lateral, antes e depois do período de treinamento. Os idosos possuíam uma idade média de 74 ( $\pm 1,8$ ) anos e o treinamento ao qual foram submetidos durou 12 semanas. Foram observadas alterações no percentual de fibras do tipo I, que aumentaram em 14%, sem mudanças significativas na proporção de fibras do tipo II.

Com base nos estudos acima mencionados, fica evidente a capacidade dos músculos esqueléticos de se adaptarem à demanda imposta pelo exercício. Nesse contexto, a maioria dos estudos descreve a ocorrência de conversões entre os subtipos de CR, sendo poucos aqueles que relatam conversões das fibras CR para CL e vice-versa (PETTE, 1998; TRAPPE *et al.*, 2000; PETTE, 2001).

Em uma revisão sobre a plasticidade do músculo esquelético, PETTE (2001) relata uma extensa gama de possíveis modificações sofridas pela fibra muscular. Essas adaptações consistem em modificações qualitativas e quantitativas nas propriedades moleculares de quase todos os elementos da fibra muscular e alterações nas propriedades contráteis das mesmas. Nesse mesmo trabalho, o autor destaca a importância dos experimentos que utilizaram reinervação cruzada para o entendimento da plasticidade muscular. A reinervação cruzada é um método no qual a inervação do motoneurônio de uma UM do tipo RR ou RF é seccionada e ligada a uma UM do tipo L e vice versa. Esses clássicos experimentos relatam modificações nas propriedades contráteis e no tipo de fibra de músculos que eram rápidos e se tornaram lentos, devido a essa inversão na inervação de seus neurônios motores. O mesmo acontece, entretanto em menor escala, quando uma UM do tipo L é reinervada por um neurônio motor rápido (DUBOWITZ, 1967; HNIK *et al.*, 1967). Assim, fica clara a influência da inervação nos fenótipos das fibras musculares e a grande versatilidade das mesmas.

A plasticidade das fibras musculares é inegável e, resumidamente, as alterações ocorrem na proporção de fibras rápidas, alterando suas propriedades para lentas, em razão de uma maior atividade neuromuscular, enquanto o decréscimo da mesma parece induzir conversões no sentido contrário (PETTE, 1998). Essas adaptações podem ser oriundas de um protocolo de eletroestimulação crônica de baixa frequência (PETTE, 1998; PETTE, 2001) ou de um treinamento de alta intensidade (STARON *et al.*, 1994; STARON *et al.*, 1991; TRAPPE *et al.*, 2000).

De fato, o músculo pode ser visto como possuidor de grande plasticidade e a determinação da proporção dos tipos de fibra parece ser determinada por uma associação de fatores genéticos e demandas como exercícios físicos e sedentarismo (HAMIL & KNUTZEN, 1999; SIMONEAU & BUCHARD, 1995). Isso talvez explique

o fato de alguns músculos, como o sóleo, o qual tem papel funcional importante na manutenção da posição ortostática, apresentar uma alta proporção de fibras do tipo I em todos os indivíduos (HAMIL & KNUTZEN, 1999).

## **II.2 – Técnicas Não Invasivas Utilizadas na Avaliação da Contração Muscular**

### **II.2.1 – Eletromiografia**

A eletromiografia (EMG) é uma técnica que permite o registro da atividade elétrica no músculo – potenciais de ação musculares – causada por potenciais de ação axonais (ENOKA, 2000). O sinal de EMG é definido como a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à contração do músculo (WEBSTER, 1978; DE LUCA, 1979).

A EMG pode ser dividida em dois tipos, de acordo com o tipo do eletrodo utilizado: de *superfície* e de *profundidade*. A primeira utiliza eletrodos na superfície da pele, enquanto a segunda utiliza eletrodos do tipo arame ou do tipo agulha. Diferente dos eletrodos de superfície, os do tipo arame e agulha são inseridos diretamente no músculo, sendo, portanto, uma modalidade invasiva. (SODEBERG & COOK, 1984; ENOKA 2000).

### **II.2.2. – Mecanomiografia**

#### **II.2.2.1 – Sons e Vibrações Musculares - Mecanomiografia**

O músculo esquelético ao se contrair produz sons (OSTER, 1984). Essa descoberta remonta há mais de três séculos, quando um padre chamado Grimaldi colocou os polegares nos ouvidos e percebeu a ocorrência de um som, semelhante a um ruído, ao fechar os punhos (OSTER & JAFFE, 1980). Grimaldi era um padre jesuíta que pesquisava a refração da luz, mas que também demonstrou grande interesse pela acústica. Assim sendo, Grimaldi relacionou a ocorrência do som ao movimento de “fluidos de espíritos animais”.

Dois séculos mais tarde, em 1810, o suposto “som muscular” foi novamente estudado por WOLLASTON (1810). Por meio do uso de estetoscópio, ele foi capaz de constatar que a frequência de ocorrência desses sons, que se pronunciavam como estalos

discretos, aumentava em concomitância com o nível de contração. WOLLASTON (1810) também foi o primeiro a comparar o som de diferentes músculos, encontrando similaridades na comparação. Alguns estudos semelhantes se sucederam; todavia, devido às limitações tecnológicas da época, suas conclusões foram muito empíricas.

Os estudos de GORDON & HOLBOURN (1948) avaliando os sons e as vibrações produzidas pelo músculo orbicular eram de certa forma limitados em tecnologia. No entanto, os dois propuseram que a geração desses sons e vibrações estava associada à natureza mecânica da contração muscular, teoria que somente anos mais tarde seria realmente confirmada. Ao verificar similaridades entre os sons e as vibrações produzidas na superfície do músculo em contração, os autores atribuíram o mesmo significado e origem fisiológica aos dois registros. Eles hipotetizaram que o “engrossamento”, ou seja, o aumento da espessura do ventre do músculo durante a contração era o responsável pela produção dos sons e vibrações, que se pronunciavam como estalos discretos. Finalmente, os autores terminam o trabalho enfatizando a ocorrência desses sons e vibrações como associadas à atividade mecânica das UMs.

A hipótese de que os sons musculares estavam relacionados com a atividade das UMs foi sustentada por LAMMERT *et al.* (1976) em seus experimentos. Com o uso de acelerômetros na superfície do músculo testado, eles mensuraram nos músculos reto femoral e bíceps braquial, as vibrações produzidas durante contrações voluntárias. Seus principais achados foram diferenças nos valores de raiz média quadrática (RMS) dentro do mesmo nível percentual de contração, em diferentes músculos e num mesmo músculo, com diferentes proporções de tipo de fibra (VAZ, 1996).

Os estudos parecem indicar que existe uma equivalência fisiológica dos termos sons e vibrações musculares. Sendo assim, durante o restante do documento os termos serão utilizados de forma equivalente sob designação “sons/vibrações”. Apesar dessa equivalência, a forma de registro utilizada nos estudos, quer do som, como da vibração, será preservada na descrição dos mesmos.

OSTER & JAFFE (1980) através do uso de um estetoscópio eletrônico foram capazes de demonstrar que o som se pronunciava como um ruído de baixa frequência e que sua intensidade aumentava em concomitância com o aumento da tensão produzida pelo músculo. Eles testaram diferentes músculos em várias condições isométricas e encontraram similaridades nos “tons” dos sons produzidos e atribuíram a ocorrência dos sons muscular a fatores intrínsecos do tecido muscular, indicando o ciclo das pontes cruzadas como reais causadores dos sons.

O trabalho de OSTER & JAFFE (1980) contraria os resultados de LAMMERT *et al.* (1976) em dois aspectos: na comparação de diferentes músculos, uma vez que relatam similaridades no tom do som muscular para diferentes músculos e com relação à origem dos sons/vibrações musculares, sugerida pelos autores como o ciclo das pontes cruzadas. O termo “tom”, no entanto, não foi muito bem definido pelos autores, o que dificulta a interpretação de suas conclusões. Talvez por isso a hipótese fisiológica de origem dos sons musculares sugerida por OSTER & JAFFE (1980) não tenha encontrado respaldo em nenhum outro trabalho.

O interesse pelos sons e vibrações musculares continuou a crescer e parece ter se pronunciado na realização de uma série de experimentos *in vitro* sobre a questão nos anos seguintes.

BROZOVICK & POLLACK (1983) estudaram os sons produzidos pela contração do músculo sartório de sapos, dentro de um recipiente acusticamente isolado. Os músculos foram eletricamente estimulados e seus tendões foram fixados a um transdutor de força para mensuração da tensão produzida. Os sons se pronunciaram como estalos discretos e sua fonte geradora foi atribuída à expansão radial ocorrida na contração das fibras musculares pertencentes a uma UM, em concordância com o trabalho de GORDON & HOLBOURN (1948). Os autores também sugerem que na avaliação de músculos *in vivo*, os sons produzidos se pronunciam como ruídos contínuos, diferentemente dos sons discretos produzidos pelo sartório isolado ou músculos superficiais, como o orbicular avaliado por GORDON & HOLBOURN (1948). Dessa forma, o músculo quando avaliado *in vivo* sofre uma interferência dos tecidos adjacentes e isso parece influenciar na maneira como os sons se pronunciam.

O trabalho de FRANGIONI *et al.* (1987) se propôs a testar, de fato, a existência dos sons produzidos pelo músculo isolado. Eles isolaram o músculo numa solução salina e, por meio de um hidrofone e um transdutor de pressão, verificaram consistência dos sons e ondas de pressão produzidas pelos músculos em contrações isométricas eletricamente estimuladas. Suas principais constatações foram: a) o músculo quando isolado e estimulado produz, de fato, sons de baixa frequência correspondentes a cada estimulação; b) a pressão da onda sonora produzida tem seu valor máximo associado à região central do ventre muscular; c) as flutuações em pressão parecem acompanhar as flutuações na força registrada. Os autores, em desacordo com trabalhos anteriores, sugerem que os sons não são produzidos pelo “engrossamento” do ventre muscular e, embora não ignorem uma contribuição mínima desse engrossamento na questão,

atribuem a produção dos sons à movimentação lateral da fibra muscular. Essa movimentação seria causada pela distribuição assimétrica do elemento contrátil na fibra muscular, ocasionando a geração de oscilações laterais e a conseqüente formação de ondas de pressão e sons. Estava, então, estabelecida mais uma hipótese para origem dos sons/vibrações musculares.

O experimento de BARRY (1987) verificou a veracidade da teoria proposta por GORDON & HOLBOURN (1948), onde a expansão radial do músculo seria a responsável pela produção dos sons. Através de um desenho experimental com o músculo isolado, o autor avaliou o sartório de sapos em solução sob contrações isométricas máximas eletroestimuladas. Foram utilizados dois hidrofones – um colocado à esquerda e outro colocado à direita do músculo. Ao constatar que os hidrofones apresentavam sons defasados, sugeriu-se as oscilações laterais, ocasionadas pela assimetria na distribuição do material contrátil na fibra muscular, como fonte geradora do sinal, em concordância com estudo de FRANGIONI *et al.* (1987).

BARRY & COLE (1988), seguindo a teoria das oscilações laterais como fonte geradora do sinal, propuseram a realização de uma descrição da onda de pressão produzida pelo músculo através de um experimento *in vitro*. A metodologia usada foi bastante semelhante à empregada por BARRY (1987), incluindo o músculo estudado e o protocolo experimental, com adição, apenas, de registros fotográficos do músculo durante a contração. O padrão da forma de onda observada foi um aumento na amplitude no início da contração e decréscimo depois de algum tempo. Em analogia com experimentos *in vivo*, os autores ressaltaram que a forma de onda nesses estudos é difícil de ser determinada devido à influência dos músculos adjacentes.

Os estudos com desenho experimental *in vitro* confirmaram, em geral, a teoria de que o músculo ao se contrair produz ondas de pressão que podem ser detectadas sob a forma de sons de baixa frequência. Nesse contexto, os sons se manifestam de forma discreta devido à falta de tecidos adjacentes ao seu redor, que parecem conferir um aspecto contínuo no som registrado em experimentos *in vivo*. Em ambas as formas de manifestação, contínuos ou discretos, e independente da discussão sobre a origem fisiológica dos sons, estava claro que os sons se relacionavam com o componente mecânico da contração muscular e sua intensidade. Esse contexto estabelecia a avaliação dos sons/vibrações musculares como ferramenta promissora na monitoração de aspectos mecânicos relacionados à contração muscular.



Apesar do trabalho de LAMMERT *et al.* (1976) ter usado acelerômetros, e o mesmo ter proposto o termo Aceleromiografia, a maioria dos trabalhos ainda utilizavam microfones como transdutor. Com a confirmação da teoria sobre a produção de ondas de pressão pelo músculo em contração, o que se deve em parte aos experimentos com músculo isolados, houve nos anos seguintes um maior número de experimentos com utilização de outros transdutores. Por consequência, outros nomes para a técnica foram propostos nos anos seguintes, sempre relacionados ao transdutor utilizado.

O trabalho de KEIDEL & KEIDEL (1989) foi possivelmente um dos primeiros, senão o primeiro, a propor o termo Vibromiografia (VMG). Ao avaliar as curvas de aceleração de diferentes músculos como o bíceps e o masseter, através de um sensor piezoelétrico, os autores sugeriram a atividade mecânica das UMs como origem das vibrações musculares. Por utilizarem também a EMG em seu experimento, fizeram considerações otimistas sobre o uso conjunto das duas técnicas na avaliação da função muscular e do sistema motor.

Sejam decorrentes de mudanças dimensionais das fibras musculares provenientes da atividade das UMs (GORDON & HOLBOURN, 1948; LAMMERT *et al.*, 1976; BROZOVICK & POLLACK, 1983; ORIZIO, 2004) ou oscilações laterais (FRANGIONI *et al.*, 1987; BARRY, 1987; BARRY & COLE, 1988), ambos fenômenos relacionados a aspectos mecânicos da fibra muscular em contração, ORIZIO (1993) propõe o termo Mecanomiografia (MMG) para denominação da técnica independente da forma de registro ou transdutor utilizado.

ORIZIO *et al.* (1996) compararam os sinais de MMG obtidos em duas condições. Primeiro eles registraram o sinal de MMG correspondente a uma estimulação simultânea de duas UMs. Numa segunda condição os autores geraram um sinal correspondente à soma dos sinais obtidos na avaliação das mesmas UMs, estimuladas separadamente. Com base nos resultados dessa comparação, os autores constataram que o sinal de MMG reflete a soma da atividade mecânica das UMs e que esse processo ocorre linearmente em níveis baixos de estimulação, mas de forma não-linear em maiores níveis. A não linearidade foi sugerida como função do estado de fusão das fibras, o qual seria caracterizado por um estado onde as fibras musculares sofreriam poucas mudanças dimensionais devido ao alto grau de rigidez alcançada.

### II.2.2.2 – O Estudo da Gradação da Força Muscular através da Mecanomiografia

Diversos autores têm utilizado o sinal de MMG como ferramenta de investigação no estudo dos mecanismos de gradação da força muscular (AKATAKI *et al.*, 2001; MADELEINE, *et al.*, 2001; MATTA, *et al.*, 2005). O sinal de MMG tem sido sugerido como uma técnica capaz de refletir a taxa de ativação das UMs, envolvendo tanto o recrutamento como a taxa de disparo das mesmas (AKATAKI *et al.*, 2001, ORIZIO, 2004). Esse contexto parece justificar o emprego da técnica em desenhos experimentais com contrações voluntárias, onde o recrutamento das UMs segue o *principio do tamanho* descrito por HENNEMAN *et al.* (1965).

Dois tipos de desenhos experimentais têm sido comumente empregados em estudos que avaliam a gradação da força e o sinal de MMG. São eles: *Steps de Contração Muscular* (SC) e *Rampa de Contrações Isométricas* (RC). Os dois tipos permitem verificar o comportamento do sinal de MMG em função de percentuais da contração isométrica máxima (CVM). A diferença é que na RC a evolução da força até a CVM é feita numa rampa de incrementos distribuídos ao longo de um único período de tempo, enquanto no SC são realizadas diversas triagens em diferentes níveis percentuais da CVM, em ordem aleatória.

Diferentes padrões de resposta da amplitude do sinal de MMG em relação à evolução da força têm sido relatados, embora possamos destacar dois tipos principais normalmente obtidos: a) um aumento do valor RMS até a CVM (STOKES & DALTON, 1990; YOSHITAKE & MORITANI, 1999); b) um aumento até 50-80% da CVM e em seguida um decréscimo ou platô (AKATAKI *et al.*, 2001; MADELEINE *et al.*, 2001; BECK; *et al.*, 2004, COBURN *et al.*, 2005; BECK *et al.*, 2006; JASKÓLSKA *et al.*, 2007; RYAN *et al.*, 2007).

No domínio do tempo, o comportamento da amplitude do sinal de MMG com a evolução da força, em contrações isométricas voluntárias, tem sido relacionado ao recrutamento das UMs para a geração de força (ORIZIO, 2004; RYAN *et al.*, 2007). Preconiza-se que a influência do recrutamento das UMs no sinal de MMG ocorre, principalmente, até a faixa percentual de 60%-80% da CVM. Na faixa compreendida entre 60-80 até 100% da CVM o comportamento do sinal de MMG tem sido relacionado à redução da atividade mecânica das UMs presentes no estado de fusão das fibras (ORIZIO, 2004; RYAN *et al.*, 2007).

No domínio da frequência, a análise da frequência média (FM) do espectro de potência (PSD) tem sido utilizada por diferentes autores (AKATAKI *et al.*, 2001; MADELEINE *et al.*, 2001; BECK; *et al.*, 2004, COBURN *et al.*, 2005; BECK *et al.*, 2006; JASKÓLSKA *et al.*, 2007; RYAN *et al.*, 2007). Esses estudos, assim como aqueles no domínio do tempo, têm relatado diferentes respostas na relação FM e força, tais como: a) sem mudança significativa com a evolução dos percentuais da CVM (FREITAS, *et al.*, 2001; MADELEINE, *et al.*, 2001; RYAN, *et al.*, 2007); b) um aumento até os níveis máximos da CVM (ORIZIO, 1990; YOSHITAKE & MORITANI, 1999); c) decréscimo até os níveis máximos de CVM (MATA, *et al.*, 2005). Tem sido sugerido que a FM do sinal de MMG está associada ao recrutamento de UMs nos níveis iniciais da CVM. Em níveis superiores a 70-80% da CVM o comportamento da FM estaria associado ao aumento da taxa de disparo das UMs já recrutadas (ORIZIO, 2004; BECK, *et al.*, 2006).

Essa gama de diferentes resultados supracitados, tanto no domínio do tempo quanto da frequência, tem sido atribuída à grande influência do tipo de transdutor utilizado sobre o comportamento do sinal de MMG (BECK, *et al.*, 2006; JASKÓLSKA *et al.*, 2007). Outro aspecto de relevância na questão é que os músculos possuem diferentes estratégias de recrutamento que parecem acarretar em diferentes padrões de resposta do sinal de MMG no desenvolvimento da força. Esse contexto reforça a hipótese de uma relação músculo dependente do sinal de MMG em relação à força (YOSHITAKE & MORITANI, 1999; MADELEINE, *et al.*, 2001).

### **II.2.2.3 – Mecanomiografia e Tipo de Fibra Muscular**

Tem sido sugerido que o comportamento do sinal de MMG em relação à força é influenciado pelo tipo de fibra muscular que compõe o músculo. (MARCHETI *et al.*, 1992; MEALING *et al.*, 1996; YOSHITAKE & MORITANI *et al.*, 1999; YOSHITAKE *et al.*, 2002; KIMURA, *et al.*, 2004; BECK *et al.*, 2007). Nesse contexto, um pequeno número de autores tem comparado os parâmetros do sinal de MMG, nos domínios do tempo e frequência, de diferentes músculos na geração ou manutenção da força muscular (MARCHETI *et al.* 1992; MEALING *et al.*, 1996; YOSHITAKE & MORITANI *et al.*, 1999; YOSHITAKE *et al.*, 2002.). Esses estudos têm seu desenho experimental baseado na análise de músculos, referenciados pela literatura como possuidores de um tipo predominante de fibra e UMs.

MARCHETTI *et al.* (1992), através do uso de microfones, registrou o MMG em contrações isométricas eletricamente estimuladas. Os músculos avaliados foram o sóleo – composto basicamente de fibras CL – e o vasto lateral – composto de fibras rápidas. O objetivo dos autores foi avaliar a viabilidade do uso do sinal de MMG na identificação do tipo de fibra predominante em um músculo. Seus resultados relataram diferenças significantes tanto no domínio do tempo quanto na frequência na comparação dos músculos. A duração do sinal de MMG, resultante da eletroestimulação, foi maior no vasto lateral do que no sóleo. No domínio da frequência, a FM do espectro de densidade de potência foi uma vez e meia maior no músculo vasto lateral do que no sóleo. Essa distinção entre os dois músculos foi atribuída às suas diferentes propriedades mecânicas intrínsecas. Os autores finalizam, sugerindo o sinal de MMG como uma ferramenta capaz de fornecer informações sobre o comportamento mecânico de diferentes músculos.

MEALING & MCARTHY (1991) compararam o espectro de potência do sinal de MMG dos músculos sóleo e orbicular. As contrações foram isométricas e o transdutor empregado foi o sensor piezoelétrico, posicionado no ventre muscular dos músculos avaliados. Seus resultados revelaram uma banda predominante do espectro de potência maior no músculo orbicular do que no sóleo. A FM também foi diferente entre os dois músculos, sendo maior no orbicular. As diferenças no conteúdo espectral dos dois músculos foram atribuídas às altas taxas de disparo das UMs de contração rápida – do tipo RR ou RF- predominantes na composição do músculo orbicular. Os autores finalizam o trabalho sugerindo que o conteúdo espectral do MMG pode estar relacionado ao tipo de fibra que compõe o músculo e a taxa de disparo do mesmo. Em um outro estudo, MEALING *et al.* (1996) analisaram o sinal de MMG em dois músculos utilizando também sinais captados por microfones. Os músculos estudados foram o bíceps braquial – composto de fibras CR e CL na mesma proporção – e o sóleo, em contrações isométricas, a 50% da CVM. Na avaliação do bíceps, os autores identificaram a banda de frequência 10-30 Hz como predominante, contendo maior quantidade de energia na análise da densidade espectral de potência. No músculo sóleo, a maior energia estava distribuída no entorno da frequência de 10 Hz. Os autores atribuíram o aumento da densidade espectral de energia em altas frequências no bíceps ao recrutamento UMs do tipo de contração rápida – RR ou RF.

Em outro estudo que analisou o MMG de diferentes músculos, YOSHITAKE & MORITANI *et al.* (1999) compararam os músculos sóleo e a parte medial do

gastrocnêmio – composta basicamente de fibras CR. O transdutor utilizado foi o microfone e as contrações foram do tipo isométricas, em diferentes percentuais de CVM. O sinal de EMG também foi utilizado como ferramenta auxiliar. Na comparação do resultado desses dois músculos utilizaram-se as seguintes variáveis do MMG: valor RMS e a FM do espectro de potência. Foi utilizado ainda o valor RMS do sinal de EMG a fim de verificar também a evolução concomitante do mesmo com a força. O valor RMS do sinal de EMG aumentou em função da evolução dos percentuais da CVM tanto no sóleo quanto no gastrocnêmio. O mesmo, no entanto, não aconteceu com o sinal de MMG dos dois músculos, onde o valor RMS do MMG do gastrocnêmio aumentou até 80% da contração voluntária máxima, enquanto no sóleo o aumento do RMS foi considerado não significativo, apresentando uma redução em 80% da CVM. Esses resultados parecem reforçar a hipótese de que o estado de fusão das fibras em altas frequências de estimulação, ou grandes intensidades de contração é relacionado à redução do valor RMS e amplitude (YOSHITAKE *et al.*, 2002; ORIZIO, 2004). O estado de fusão é caracterizado por um enrijecimento das fibras musculares, que devido à alta taxa de disparos de sua UM não tem tempo suficiente para relaxar e realizar uma nova mudança dimensional (YOSHITAKE *et al.*, 2002; ORIZIO, 2004). Fundamentando ainda mais essa questão, pode ser relatada a utilização de parâmetros do sinal de MMG como índices de sensibilidade relacionados ao enrijecimento muscular (ORIZIO *et al.*, 1996). A FM mostrou um aumento concomitante com a força, tanto no sóleo quanto no gastrocnêmio, comportamento que foi igualmente observado na comparação do RMS do sinal de EMG dos dois músculos.

Outros autores compararam o sinal de MMG em indivíduos com diferentes práticas desportivas (FREITAS *et al.*, 2001). O desenho experimental desses estudos se baseou na homogeneidade do tipo de fibra predominante presente no músculo do praticante de uma determinada esportiva. Sendo assim, esses estudos avaliaram o mesmo músculo em diferentes esportistas, considerando que os mesmos possuíam perfis diferentes de predominância de UMs.

FREITAS *et al.* (2001) compararam o sinal de MMG em contrações isométricas voluntárias e eletroestimuladas de velocistas, fundistas e sedentários. Seus resultados mostraram diferenças não significativas para os valores RMS e FM nos três grupos, tanto nos percentuais de CVM testados, quanto nas diferentes frequências de estimulação usadas. Deve se levar em conta algumas características da amostra, como

número reduzido de indivíduos por grupo (N=10) e a não homogeneidade dos grupos, fatos relatados pelo próprio autor.

A comparação de músculos com diferentes padrões de tipos de fibra predominante têm sido realizada também sob condições de fadiga (KIMURA *et al.*, 2004). Esses autores relataram diferenças na amplitude do sinal de MMG em contrações sustentadas na comparação dos músculos sóleo e bíceps braquial. A ocorrência de uma redução na amplitude do sinal de MMG prematura no bíceps em relação ao sóleo foi atribuída ao tipo de fibra muscular que compõe o músculo. Devido ao fato do sóleo possuir um maior número de UMs do tipo L, as quais são notoriamente mais resistentes à fadiga do que os tipos RR e RF, o mesmo seria capaz de sustentar a atividade mecânica de suas UMs por mais tempo. O resultado é uma redução tardia da amplitude do sinal de MMG no sóleo em comparação com o bíceps (KIMURA *et al.*, 2004).

Apesar de ainda ser pequeno o número de estudos que utilizaram o sinal de MMG na análise de músculos com diferentes propriedades contráteis, seus resultados juntamente com as evidências e argumentos supracitados neste documento, sugerem a MMG como uma ferramenta capaz de identificar a composição das fibras de um músculo (MARCHETTI *et al.* 1992; MEALING *et al.* 1996; YOSHITAKE & MORITANI *et al.*, 1999; YOSHITAKE *et al.*, 2002).

#### **II.2.2.4 – Mecanomiografia com uso de Acelerômetros**

O acelerômetro é um dos muitos transdutores que vem sendo utilizados para registro do sinal mecanomiográfico (sinal de MMG). Tem sido relatado que esse transdutor possui uma grande viabilidade de aplicação devido a características como: baixo peso, pequeno tamanho, fácil fixação e baixo custo relativo (ORIZIO, 2004; WATAKABE, *et al.* 2003). Essas características parecem justificar o grande número de autores que utilizam os acelerômetros em seus estudos e até mesmo o surgimento de investigações que se propõem a identificar aspectos específicos inerentes ao uso desse transdutor no registro do sinal de MMG (CESCON *et al.*, 2004; BECK, *et al.*, 2006; JASKÓLSKA, *et al.*, 2007).

Os protocolos para a colocação de acelerômetros, em sua maioria, envolvem o posicionamento do mesmo no ventre do músculo analisado, com o propósito de registrar as oscilações transversais ao músculo (AKATAKI, *et al.*, 2001; MADELEINE, *et al.*, 2001; RYAN, *et al.*, 2007; RYAN, *et al.*, 2008). A disposição do acelerômetro em

relação ao músculo nesses protocolos parece ser minimamente influenciada pelos estudos realizados com o músculo isolado, uma vez que os mesmos identificaram uma maior amplitude do sinal quando os sensores foram posicionados lateralmente ao ventre muscular (BROZOVICH & POLLACK, 1983; BARRY, *et al.*, 1988). No entanto, BARRY (1988), ao analisar as ondas de pressão produzidas pelo gastrocnêmio de sapos variando a posição do sensor hidrofone, observou que o sinal não desaparecia quando o sensor era colocado ortogonalmente em relação ao músculo. Os autores, então, sugeriram a existência de mais de um modo de vibração, além do lateral, na geração do sinal de MMG.

Com a utilização de um transdutor acelerômetro biaxial MATTA *et al.* (2005) analisaram as oscilações ocorridas tanto no eixo longitudinal quanto no eixo perpendicular as fibras do bíceps braquial. O músculo avaliado foi o bíceps braquial, sendo utilizado um protocolo para a colocação do acelerômetro com base em 1/3 da distância entre a fossa cubital e o acrômio. Seus resultados demonstraram um comportamento crescente dos valores RMS para ambas as oscilações na evolução dos percentuais da CVM. No domínio da frequência, o comportamento da FM foi decrescente com relação à evolução da força e estatisticamente significativa somente na comparação mínima (20%) e máxima (100%), para as oscilações longitudinais e transversais registradas. Devido à falta de estudos anteriores os autores não fizeram menção ao significado dessa oscilação registrada no eixo longitudinal do músculo. No entanto, seus resultados de certa forma ressaltam a necessidade de entendimento dos possíveis modos de vibração presentes na geração do sinal de MMG.

AKATAKI *et al.* (1999) ao investigarem o sinal de MMG, registrado com acelerômetro e com o auxílio de imagens obtidas através de ultra-som, resalta a importância de características estruturais como, por exemplo, a orientação das fibras e modificações no ângulo de penação das mesmas no registro do sinal de MMG. Os autores relatam que devido à modificação natural do ângulo de penação com o aumento da força de contração, a posição relativa do eixo de registro do acelerômetro em relação à fibra muscular é modificada.

A partir dos estudos descritos é possível perceber a necessidade de esclarecimento de aspectos relacionados ao uso do acelerômetro na MMG, principalmente com relação aos diferentes modos de aceleração presentes em contrações voluntárias e sua significância.

## **CAPÍTULO III**

### **MATERIAIS E MÉTODOS**

Este capítulo se propõe a relatar os aspectos técnicos da instrumentação utilizados no estudo, assim como o protocolo experimental adotado, as características da amostra, o processamento dos dados e a análise estatística realizada.

#### **III.1 – Sistema Mecânico**

Um sistema mecânico foi especialmente projetado e construído para a realização do protocolo experimental utilizado neste trabalho. Este sistema mecânico é dotado de células de cargas para a quantificação de força, cujas saídas são diretamente integradas ao sistema de aquisição. O sistema permite ainda o apoio dos membros superiores e inferiores para a realização de movimentos de flexão plantar e flexão de cotovelo, quando do estudo de contrações isométricas. Em virtude do sistema mecânico desenvolvido ser considerado como um resultado associado a dissertação, sua descrição detalhada será feita no Capítulo de Resultados.

#### **III.2. – Transdutores, Condicionadores e Sistema de Aquisição de Sinais**

##### **III.2.1 – Eletromiografia (EMG)**

Para aquisição dos sinais de EMG, foram utilizados eletrodos de superfície de Ag-AgCl da marca Meditrace<sup>®</sup> 200 (1 cm de diâmetro; KENDALL, Canadá).

Foi construído um sistema amplificador para aquisição e condicionamento dos sinais de EMG e MMG, dotado de quatro canais de entrada de EMG e dois canais de entrada de MMG, como pode ser visto na figura II.1. A alimentação do sistema pode ser feita através de baterias ou ligada à rede elétrica. O amplificador possui ganho de 200 e banda passante até 15 kHz.

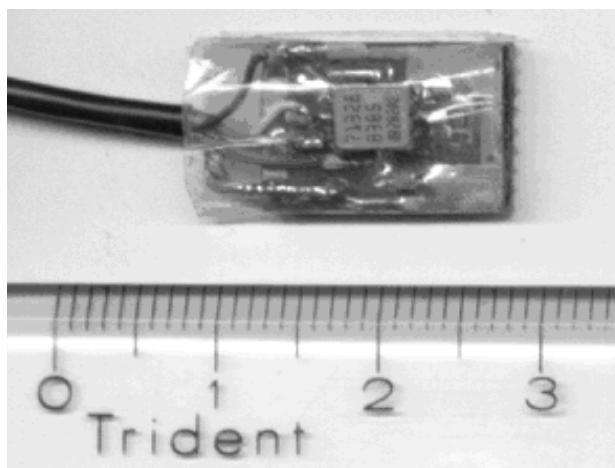




**Figura III.1 – Sistema Amplificador**

### **III.2.2 – Mecanomiografia (MMG)**

Na captação do sinal de MMG foi utilizado um acelerômetro biaxial ADXL202E (ANALOG DEVICES, USA) cuja dimensão é 1,5 cm x 1,0 cm (Figura III.2). Esse transdutor, cuja massa total é de 1,5 gramas, foi revestido com uma capa plástica para preservar sua integridade em casos de choques acidentais, não excedendo o peso máximo recomendado para seu uso (WATAKABE, *et al.*, 2002).



**Figura III.2 - Acelerômetro Biaxial.**

### **III.2.3 – Sinal de Força**

Foram utilizadas duas células de carga tração/compressão (SV-200-ALFA INSTRUMENTOS, Brasil) com capacidade nominal de 200 kg para a captação dos sinais de força durante os movimentos de flexão plantar e flexão do cotovelo. Essas células foram acopladas ao sistema mecânico e integradas ao sistema de aquisição.

### **III.2.4 – Sistema de Aquisição de Dados**

O sistema de aquisição foi composto de um computador com processador AMD (Athlon), um conversor analógico-digital Spider 8 (HBM, Alemanha) de 16 bits e faixa dinâmica de  $\pm 5$  V.

Os programas de aquisição dos sinais e realização dos testes de força foram elaborados em LabView 6.0 (NATIONAL INSTRUMENTS, EUA). Após o condicionamento dos sinais, os mesmos foram amostrados a uma taxa de 9600 Hz (por canal) e armazenados para posterior processamento. Vale ressaltar que o sistema Spider 8 possui um filtro interno *antialiasing* automaticamente ajustável de acordo com a frequência de corte selecionada.

## **III.3 – Protocolo Experimental**

### **III.3.1 – Casuística**

Foi realizado um total de 30 testes em sujeitos do sexo masculino, sendo utilizados 19 desses na análise principal e os outros 11 em análises posteriores. A amostra pode ser considerada uma amostra de conveniência, onde todos os indivíduos eram destros, sendo desses 19 fisicamente ativos e 11 sedentários. O segundo grupo possuía 6 sujeitos fisicamente ativos e 5 sedentários.

### **III.3.2 – Procedimentos Preliminares**

Cada participante preencheu termo de Consentimento Livre Esclarecido submetido, juntamente, com o protocolo experimental ao Comitê de Ética em pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho da UFRJ, e aprovado em 08/02/07 (processo n° 238/06). O termo de consentimento se encontra no ANEXO A.

Todos responderam a uma ficha de anamnese (ANEXO B) que avaliou o nível e o tipo de atividade física dos voluntários. Foram considerados sedentários aqueles indivíduos que declararam não praticar exercícios físicos ou aqueles que praticavam exercícios físicos com uma frequência inferior a duas vezes semanais. Foram considerados fisicamente ativos aqueles indivíduos que declararam praticar exercícios físicos com uma frequência mínima de duas vezes semanais. Essa anamnese verificou também a ocorrência de lesões osteomioarticulares nos membros inferiores e superiores, consideradas como fatores de exclusão na participação da pesquisa.

Para avaliar a dominância de membros superiores, foi aplicado o *Handedness Questionnaire* (OLDFIELD, 1971). Foram considerados destros aqueles que apresentaram um coeficiente de destreza superior a 50%, estando, dessa forma, aptos a participar de pesquisa.

### **III.3.3 – Músculos Avaliados**

Os músculos escolhidos para a realização do estudo foram o bíceps braquial, gastrocnêmio medial e sóleo. Essa escolha se justifica pela proporção dos tipos de fibra já previamente investigada desses músculos (JOHNSON *et al.*, 1973) e sua utilização em desenhos experimentais semelhantes (MARCHETTI *et al.*, 1992; MEALING *et al.*, 1996; YOSHITAKE & MORITANI 1999). Nesse contexto, utilizou-se como referência para o presente trabalho o percentual médio de fibras de contração lenta sugerido por DAHMANE *et al.*, 200x para os músculos sóleo, bíceps braquial e gastrocnêmio medial, conforme tabela III.1.

**Tabela III.1** – Percentual médio e respectivos desvios padrão de fibras de contração lenta obtidos de acordo com DAHMANE *et al.* 2005.

Músculo	% médio de fibras de contração lenta
Sóleo	79,9 ( $\pm 1,8$ )
Bíceps Braquial	39,1 ( $\pm 2,1$ )
Gastrocnêmio Medial	63,0 ( $\pm 2,6$ )

### III.3.4 – Desenho Experimental

Antes do início de cada teste, os examinadores se certificaram de que os sujeitos tinham plena consciência de que o teste poderia ser interrompido a qualquer momento, caso eles fossem acometidos por algum tipo de desconforto. Outra questão verificada pelos examinadores foi o tipo de tênis utilizado pelos indivíduos durante os testes. Esse procedimento teve como objetivo evitar calçados com solado muito espesso, considerados inadequados para a realização do teste, devido à possibilidade de distanciamento do osso calcâneo em relação à plataforma de apoio do sistema mecânico.

Para a coleta no músculo bíceps braquial, os voluntários foram instruídos a permanecer na posição sentada no sistema mecânico, com o antebraço do lado testado (direito) em supinação, paralelo ao solo e a articulação do cotovelo em flexão, num ângulo de aproximadamente 90°. A verificação dos ângulos articulares descritos no desenho experimental foi realizada através de goniômetro mecânico manual, sendo 0° definido como extensão máxima da articulação do cotovelo. Tal posição foi adotada em todas as situações envolvendo o músculo bíceps braquial durante o experimento, conforme a figura III.3:



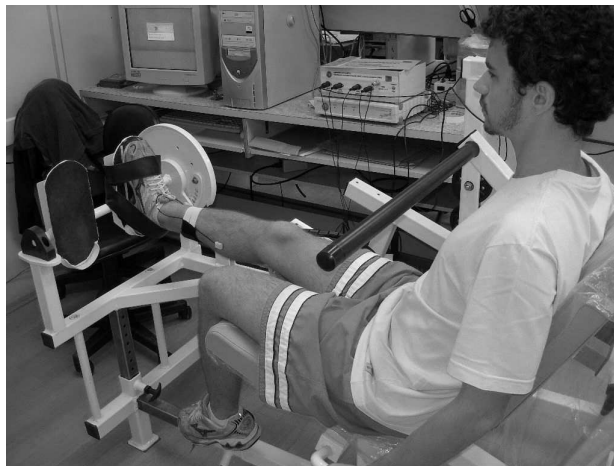
**Figura III.3** – Posição adotada para análise do músculo bíceps braquial.

Para a coleta no músculo sóleo, cada indivíduo permaneceu sentado, com o joelho do lado testado em flexão de  $90^\circ$  e o pé apoiado no suporte do sistema mecânico, com a articulação do tornozelo em dorsiflexão  $100^\circ$ , aproximadamente. Tal postura foi adotada a fim de proporcionar conforto e eficiência para tentativa de realização do movimento de flexão plantar. Nesse sentido, tais posicionamentos foram adotados com o propósito de enfatizar a ação muscular do sóleo na tentativa de realização movimento de flexão plantar. O outro joelho permaneceu flexionado com o pé apoiado no sistema mecânico. Essa posição foi adotada em todas situações envolvendo o músculo sóleo durante o experimento (Figura III.4).



**Figura III.4** – Posição adotada para análise do músculo sóleo.

Para a coleta no músculo gastrocnêmio medial, os voluntários permaneceram sentados, com o joelho do lado testado em extensão de  $180^\circ$  aproximadamente. O pé foi apoiado no sistema mecânico com o tornozelo em dorsiflexão de aproximadamente  $100^\circ$ , com o objetivo de fornecer condições favoráveis para tentativa de movimento de flexão plantar. Nesse sentido, tais posicionamentos foram adotados com o propósito de enfatizar a ação muscular do gastrocnêmio na tentativa de realização movimento de flexão plantar. A perna não testada ficou livre com o joelho em flexão de aproximadamente  $90^\circ$ . Essa posição foi adotada em todas as situações envolvendo o músculo gastrocnêmio durante o experimento, podendo ser visualizada na figura III.5.



**Figura III.5** – Posição adotada para análise do músculo gastrocnêmio medial.

O protocolo experimental constou de um teste de contração voluntária máxima (CVM) por seis segundos, dos músculos bíceps braquial, gastrocnêmio médio e sóleo, nas três posições anteriormente descritas, todos em contrações do tipo isométricas. Com base nos resultados destes testes de CVM, foram estabelecidas cargas-alvo correspondentes aos valores percentuais (20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CVM) para cada músculo. Essas cargas-alvo serviram de referência para o indivíduo durante os demais testes e/ou coleta de sinais propriamente dita.

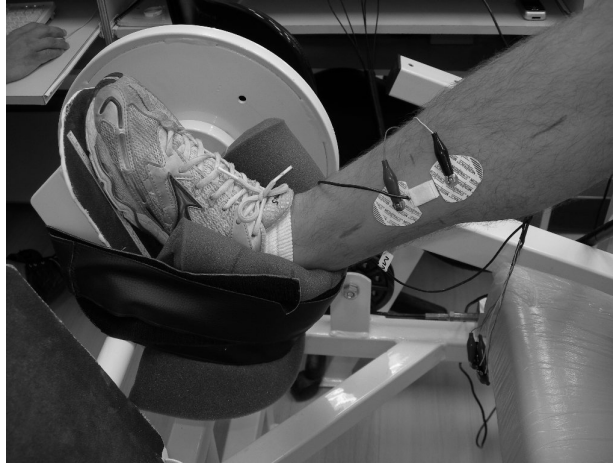
A ordem dos músculos testados foi aleatória, sendo esta determinada por meio de sorteio. Foram empregados intervalos de dois minutos entre os testes, a fim de permitir recuperação mínima e regulagem do sistema mecânico para o próximo músculo testado.

Posteriormente ao teste de carga máxima, os sujeitos foram preparados para a coleta de sinais de EMG e MMG por meio de tricotomia com uma lâmina descartável e limpeza com sabão neutro da região ventral dos músculos testados. A colocação do acelerômetro, utilizado na captação do sinal de MMG, assim como os eletrodos para o sinal de EMG obedeceu ao protocolo sugerido por HERMENS *et al.* (1999), conforme figuras III.6, III.7 e III.8. O acelerômetro foi fixado à pele por meio de uma fita dupla-face sobre o ventre dos músculos testados, de acordo com o protocolo definido, conforme citado anteriormente.

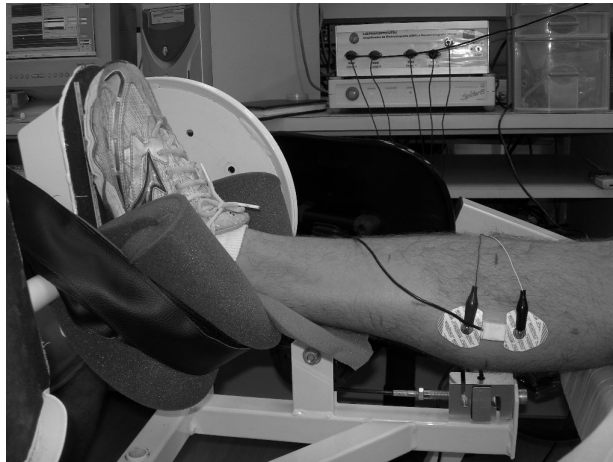
Em seguida à preparação do músculo a ser testado, se iniciava a coleta de dados propriamente dita, onde cada voluntário exercia um nível de contração isométrica suficiente para manter a força captada pela célula de carga sobre, ou próxima, a carga alvo, mediante *feedback* visual com o auxílio de um monitor de computador. O nível de erro tolerado na tentativa de manter a força na carga alvo foi de  $\pm 5\%$  do valor da mesma. Vale ressaltar que apesar da utilização do *feedback* visual, todos os avaliados receberam também o estímulo verbal por parte do experimentador na tentativa de manter a força na carga alvo.

As cinco cargas também foram administradas em ordem aleatória, determinadas por meio de sorteio. A aquisição dos sinais se iniciava no momento em que o avaliado alcançava a carga alvo, perdurando por seis segundos. Para efeito de análise, no entanto, só foram analisados os dois segundos intermediários de cada sinal obtido, excluindo-se, portanto, os primeiros e os últimos dois segundos do período de tempo adquirido. Tal

procedimento foi adotado para que se pudesse alcançar o mínimo de estacionariedade dos sinais de MMG e EMG em função do comportamento do sinal de força.



**Figura III.6** – Local de colocação dos eletrodos e acelerômetros nos músculos sóleo, com base no protocolo para colocação de eletrodos de EMG proposto por HERMENS *et al.* (1999).



**Figura III.7** – Local de colocação dos eletrodos e acelerômetros nos músculos gastrocnêmio medial, com base no protocolo para colocação de eletrodos de EMG proposto por HERMENS *et al.* (1999).



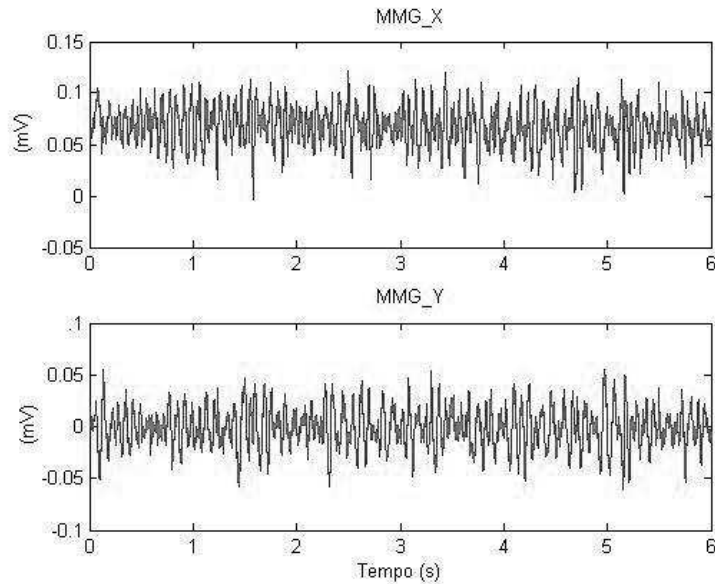


**Figura III.8** – Local de colocação dos eletrodos e acelerômetros nos músculos bíceps braquial, com base no protocolo para colocação de eletrodos de EMG proposto por HERMENS *et al.* (1999).

#### **III.4 – Análise dos Dados**

Os sinais adquiridos e armazenados de EMG, MMG e de força foram processados por uma rotina desenvolvida no ambiente MATLAB 6.5 (Mathworks, EUA). Nessa rotina, os sinais foram sub-amostrados pela função *decimate* do MATLAB 6.5 para uma frequência de amostragem de 960 Hz. Em seguida, os sinais de MMG foram filtrados por um filtro *Butterworth* de 4<sup>a</sup> ordem, passa banda, com frequências de corte em 3 e 100 Hz. Esse procedimento foi adotado na intenção de limitar a banda espectral principal contida no sinal de MMG e eliminar artefatos provenientes da movimentação dos voluntários testados. Utilizou-se também um filtro *Butterworth* de 3<sup>a</sup> ordem *rejeita banda* centrado em 60 Hz, nos sinais de EMG e MMG a fim de se eliminar componentes de sinais de interferência oriundos da rede elétrica.

Para a descrição das acelerações lateral e longitudinal à direção das fibras musculares, utilizou-se a informação dos sinais MMG correspondentes aos eixos X (oscilações laterais) e Y (oscilações longitudinais) registradas pelo acelerômetro. Esses dois sinais foram denominados MMG\_X e MMG\_Y e podem ser visualizados na figura III.9.



**Figura III.9** – Sinais de MMG\_X e MMG\_Y num trecho de 6 segundos.

Para a análise da aceleração resultante, foi calculado um sinal através da raiz quadrada da soma dos dois sinais ortogonais ao quadrado, conforme equação (III.1):

$$MMG\_R = \sqrt{(MMG\_X)^2 + (MMG\_Y)^2} \quad (III.1)$$

Onde  $MMG\_R$  representa o sinal de MMG resultante,  $MMG\_X$  representa o sinal de MMG registrado lateralmente a fibra muscular;  $MMG\_Y$  representa o sinal de MMG registrado longitudinalmente a fibra muscular.

Os sinais de EMG e MMG tiveram seus níveis médios subtraídos para eliminação de eventuais *offsets* introduzidos pelos condicionadores de sinais. Para a

análise dos sinais no domínio do tempo, foi calculada a raiz média quadrática (RMS), com janelas sem superposição de tamanho  $N = 100$  amostras, conforme a equação (III.2). Calculou-se também a média dos valores RMS, denominado RMS médio, em cada um dos percentuais testados.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (III.2)$$

onde  $RMS$  é a raiz média quadrática,  $N$  representa o número de amostras da janela e  $x_n^2$  é a  $n$ ésima amostra de aceleração registrada elevada ao quadrado.

Para a análise dos sinais de EMG e MMG no domínio da frequência a função densidade espectral de potência (PSD) foi estimada, através do método *periodograma de Welch*, utilizando janelas do tipo *Hanning* de 1024 amostras. Foi calculada, então, a frequência média desses sinais (FM), conforme a equação (III.3):

$$FM = \frac{\int_0^f f P_m(f) df}{\int_0^f P_m(f) df} \quad (III.3)$$

onde  $FM$  representa a frequência média e  $P_m(f)$  é a função de densidade espectral.

#### III.4.1 – Análise Estatística dos Dados

A análise exploratória dos dados foi realizada através de *boxplots* com os valores medianos e respectivos percentis dos valores médios RMS dos sinais de EMG, MMG\_X, MMG\_Y e MMG\_R, para cada percentual de CVM testado. Foram feitos também *boxplots* dos valores médios da FM dos sinais de MMG\_X, MMG\_Y e MMG\_R em função dos percentuais de CVM. O processo de normalização das variáveis RMS e FM foi realizado através da divisão desses valores para os vários percentuais de CVM testados pelo valor obtido da mesma variável em 100% da CVM.

Devido à constatação de que a maioria dos dados coletados não seguia uma distribuição normal de probabilidade, e considerando-se ainda o número reduzido da amostra ( $N < 30$ ), optou-se por utilizar testes estatísticos não paramétricos como ferramenta auxiliar na identificação de tendências do comportamento das variáveis nos diferentes percentuais da CVM. Nesse contexto, utilizou-se o teste de *Friedman* para amostras dependentes, tanto na avaliação da FM quanto dos valores RMS, com nível de significância 0,05, a fim de verificar a existência de diferenças entre os cinco percentuais testados de cada músculo. Quando verificada essa diferença, a mesma foi identificada através da realização de sucessivas comparações dois a dois, por meio do teste de *Wilcoxon* para dados pareados. Nesses testes o nível de significância foi ajustado pela correção de *Bonferroni*. Essa correção foi realizada através da divisão do nível de significância inicial ( $\alpha = 0,05$ ) pelo número de possíveis comparações entre os percentuais testados. Esse procedimento resultou em um nível de significância de 0,005 ( $\alpha = 0,05/10$ ) para os dados não normalizados, correspondente as 10 comparações possíveis entre os 5 percentuais testados, e 0,01 ( $\alpha = 0,05/5$ ) para os dados normalizados, sendo nesse caso 5 comparações possíveis entre os 4 percentuais testados.

Para avaliar a relação existente entre as variáveis oriundas do sinal de MMG e a força isométrica produzida foi calculado o coeficiente de correlação de *Spearman* para cada músculo analisado. Essa opção decorreu da constatação de que a maioria dos dados coletados não seguia uma distribuição normal de probabilidade e ao número reduzido da amostra ( $N < 30$ ). O nível de significância adotado no cálculo dos coeficientes foi de 0,05.

#### **III.4.2 – Índice de identificação do Tipo de Fibra Muscular**

Com base na análise exploratória dos dados, foram selecionadas heurísticamente variáveis que demonstraram melhor relação linear com os percentuais de CVM testados. As variáveis selecionadas foram os valores de FM do MMG\_Y de 20 a 100% da CVM e os valores médios do RMS normalizado do sinal do MMG\_Y de cada músculo analisado, nos diferentes percentuais testados. Para efeito de normalização, foi calculado o valor da tangente hiperbólica entre os valores de FM do MMG\_Y de 20 a

100% divididos por 7. Ainda para efeito de normalização, os valores médios do RMS normalizado do sinal do MMG\_Y de 20% a 80% da CVM foram divididos por 0,01 e elevados a 1,5. Esse procedimento de normalização foi selecionado heurísticamente, de modo a obter os valores estimados de percentual de fibras lentas o mais próximo possível da referência alvo para os três músculos. Foi, então, criado um arquivo contendo essas variáveis, de dezenove sujeitos onde a informação dos três músculos estava preservada. A partir dessas variáveis foi proposta uma equação para a predição do percentual de fibras lentas no músculo analisado (equação III.4). Os coeficientes  $P_i$ ,  $i=1..9$ , foram obtidas por meio de um procedimento de minimização multiparamétrica baseada em erro mínimo quadrático e que utilizou a informação dos valores médios percentual da proporção de fibras de contração lenta nos músculos analisados. Tais informações foram obtidas em trabalhos da literatura, e que reportam valores observados por meio de biopsias musculares (DAHMANE *et al.*, 2005).

$$\%LENTA = P_1.A_1 + P_2.A_2 + P_3.A_3 + P_4.A_4 + P_5.A_5 + P_6.A_6 + P_7.A_7 + P_8.A_8 + P_9.A_9 \quad (III.4)$$

onde a variável  $\%LENTA$  representa o percentual de fibras lentas,  $A_1... A_4$  representam o valor médio normalizado do RMS do MMG\_Y ( $RMS Y_N$ ) em 20%, 40%, 60% e 80% da CVM (equação III.5)

$$A_i = \left( \frac{RMS Y_N^j}{0,01} \right)^{1,5}, \text{ para } i = 1..4 \text{ e } j = 20\% \dots 80\%, \text{ respectivamente} \quad (III.5)$$

$A_5 \dots A_9$  representam o valor médio da FM do MMG\_Y em 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CVM (equação III.6)

$$A_i = \tanh\left(\frac{FM Y^j}{7}\right), \text{ para } i = 1..5 \text{ e } j = 20\% \dots 100\%, \text{ respectivamente} \quad (III.6)$$

e  $P_1... P_9$  representam os coeficientes para cada uma das variáveis.

Como já mencionado, os coeficientes  $P_i$  da equação foram ajustados por método baseado em mínimos quadrados e utilizaram como base dados do percentual de fibras lentas reportados por trabalhos anteriores. A equação (III.7) mostra os coeficientes obtidos pelo método descrito.

$$\begin{aligned} \% LENTA = & 220,008 \cdot A_1 + 49,069 \cdot A_2 - 128,155 \cdot A_3 + 28,013 \cdot A_4 - 108,552 \cdot A_5 \\ & + 0,0121 \cdot A_6 - 0,006 \cdot A_7 - 0,0101 \cdot A_8 + 0,003 \cdot A_9 \end{aligned} \quad (III.7)$$

A partir do resultado da estimativa do % de fibras lentas, a equação III.8 foi utilizada para o cômputo do % de fibras rápidas nos músculos analisados.

$$\% RÁPIDA = 100\% - \% LENTA \quad (III.8)$$

Uma avaliação cruzada da equação III.4 foi realizada utilizando-se um outro arquivo que continha a informação de músculos pertencentes a 11 indivíduos que participaram da coleta de dados, mas que não foram incluídos na amostra principal devido à identificação de ocorrência de problemas na aquisição dos dados em algum dos percentuais da CVM, considerando todos os três músculos do protocolo experimental. Esse arquivo foi composto pela informação correspondente de 27 músculos, sendo 7 sóleos, 9 bíceps braquiais e 11 gastrocnêmios mediais. Apesar dos problemas que os excluíram da amostra final, os músculos utilizados na avaliação cruzada apresentavam dados consistentes em todos percentuais da CVM testados. As estimativas dos percentuais de fibras lentas para este grupo de músculos, obtidas com a equação III.4, foram então armazenadas em arquivos e utilizadas para a realização de uma comparação com os percentuais médios reportados na literatura. A título de investigação realizou-se também a comparação entre os resultados de estimação de um grupo ampliado formado pelos músculos da validação cruzada e todos aqueles utilizados no procedimento de obtenção dos coeficientes da equação III.4 com os percentuais médios reportados na literatura.

## **CAPÍTULO IV**

### **RESULTADOS**

Este capítulo apresenta os resultados do trabalho, iniciando-se pelo Sistema mecânico especialmente desenvolvido para coleta, cujas características principais são ilustradas em detalhes com o auxílio de fotos. Características da amostra, análise exploratória dos dados e o emprego dos mesmos na análise do tipo de fibra muscular são descritos, com o auxílio de tabelas e gráficos.

#### **IV.1 – Sistema Mecânico**

O sistema mecânico desenvolvido fornece as condições necessárias para realização de experimentos que envolvem o estudo de contrações isométricas voluntárias, nos músculos que atuam nos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão; flexão e extensão de joelho; flexão e extensão de cotovelo.

Com o objetivo de proporcionar a medição da força muscular realizada pelo voluntário durante os experimentos de contração isométrica o sistema é dotado de duas células de carga modelo SV-200 tração/compressão (ALFA INSTRUMENTOS, Brasil) com capacidade nominal de 200 Kg. As células foram fixadas na estrutura do sistema, por uma de suas extremidades, e possuem cabos presos as suas outras extremidades. Esse cabo exerce uma tração na célula de carga quando o individuo tenta gerar movimento durante o experimento. Por consequência a célula de carga gera um sinal em mV, proporcional a força de tração desempenhada. A fixação das células de carga no sistema pode ser visualizada nas figura IV.1 e IV.2:



**Figura IV.1** – Célula de carga e sua fixação utilizada para a mensuração do sinal de força nos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão



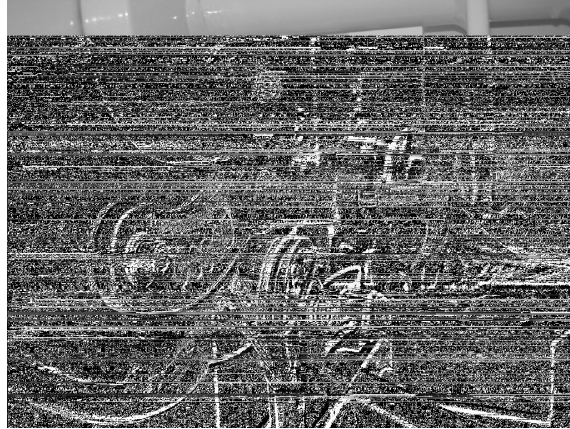
**Figura IV.2** – Célula de carga e sua fixação utilizada para a mensuração do sinal de força nos movimentos de flexão e extensão do cotovelo.

O sistema mecânico possui um sistema de regulagem amplo que permite ajustá-lo de acordo com as características antropométricas do sujeito, tanto para membro inferior como membro superior.

Foi também idealizado outro sistema que permite a regulação do ângulo da articulação em que a contração isométrica vai ser testada, através de uma escala de



gradação no eixo relacionado ao movimento da articulação, conforme pode ser visto na figura IV.3:



**Figura IV.3** – Escala de gradação para regulagem do ângulo articular no eixo do movimento de flexão de cotovelo.

O sistema mecânico é totalmente integrado ao sistema de aquisição, permitindo que o sinal de força seja utilizado como realimentação visual durante o experimento e armazenado para posterior processamento. O sistema como um todo é mostrado na figura VI.4, e as partes destinadas ao apoio dos membros superior e inferior, podem ser visualizadas nas figuras VI.5 e VI.6:



**Figura IV.4** – Sistema mecânico como um todo em visão frontal.



**Figura IV.5** – Parte do sistema mecânico destinada ao movimento de flexão e extensão de cotovelo.



**Figura IV.6** – Parte do sistema mecânico destinada ao apoio dos membros inferiores nos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão.

## IV.2. – Dados obtidos na Coleta

### IV.2.1 – Dados dos Voluntários

Participaram da pesquisa 19 voluntários do sexo masculino, todos jovens e saudáveis. As características da amostra estão listadas na tabela IV.1, relacionada ao peso corporal, estatura e índice de massa corpórea do grupo de voluntários:

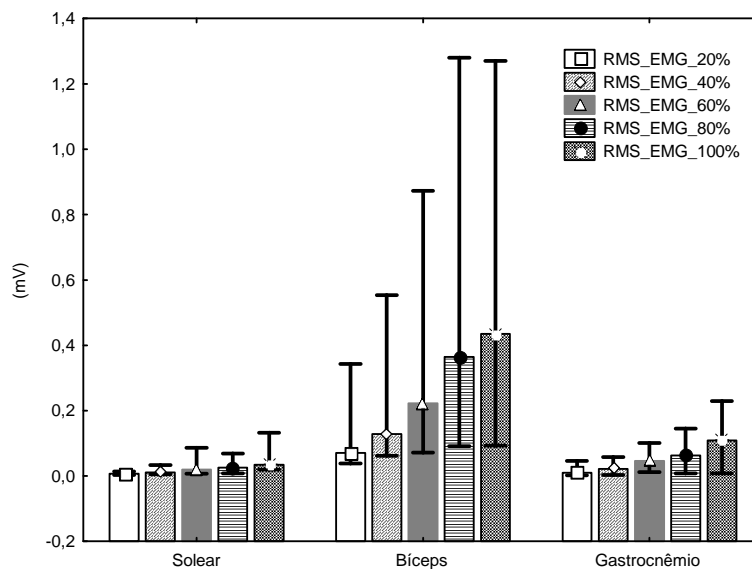
**Tabela IV.1** – Características antropométricas da amostra de voluntários.

<b>Voluntários</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Peso (Kg)</b>	<b>Estatura (m)</b>	<b>IMC</b>
1	22	83,6	1,79	26,09
2	26	80,6	1,8	24,87
3	27	84	1,83	25,08
4	26	69,5	1,77	22,18
5	23	71,4	1,71	24,41
6	26	69,3	1,73	23,15
7	32	80,1	1,76	25,85
8	27	74,3	1,67	26,64
9	25	83,3	1,74	27,51
10	22	72,9	1,78	23,00
11	24	71,3	1,75	23,28
12	24	60,1	1,71	20,55
13	27	64,9	1,62	24,72
14	28	79,8	1,83	23,82
15	25	71	1,75	23,18
16	27	63,3	1,77	20,20
17	26	80,5	1,78	25,40
18	24	61	1,69	21,35
19	26	71,2	1,75	26,09
<b>Total = 19</b>	<b>25,8 (± 2,3)</b>	<b>73,6 (± 7,1)</b>	<b>1,74 (± 0,05)</b>	<b>24,3 (± 1,7)</b>

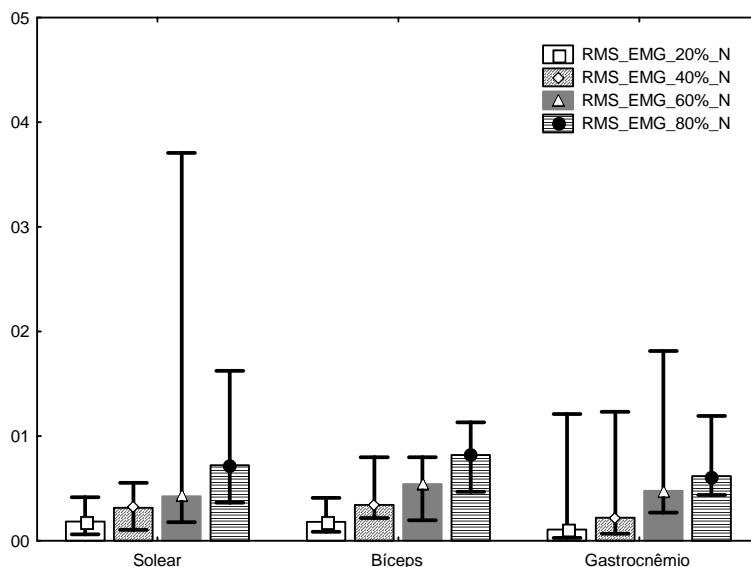
### IV.3 – Análise Estatística dos Dados

#### IV.3.1 – EMG

As figura IV.7 e IV.8 ilustram os comportamentos sintéticos dos valores RMS médios dos músculos testados, respectivamente para os valores brutos e normalizados em relação ao valor obtido na CVM. Percebeu-se uma evolução concomitante dos valores RMS médios do sinal de EMG e o percentual de CVM testados, indicando uma evolução da atividade mioelétrica com o aumento da intensidade da contração isométrica.



**Figura IV.7** – *Boxplots* das medianas e percentis do valor RMS do EMG obtidos nos percentuais 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial e gastrocnêmio medial.



**Figura IV.8** – *Boxplots* das medianas e percentis do valor RMS Normalizado do EMG obtidos nos percentuais 20%, 40%, 60%, 80% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial e gastrocnêmio.

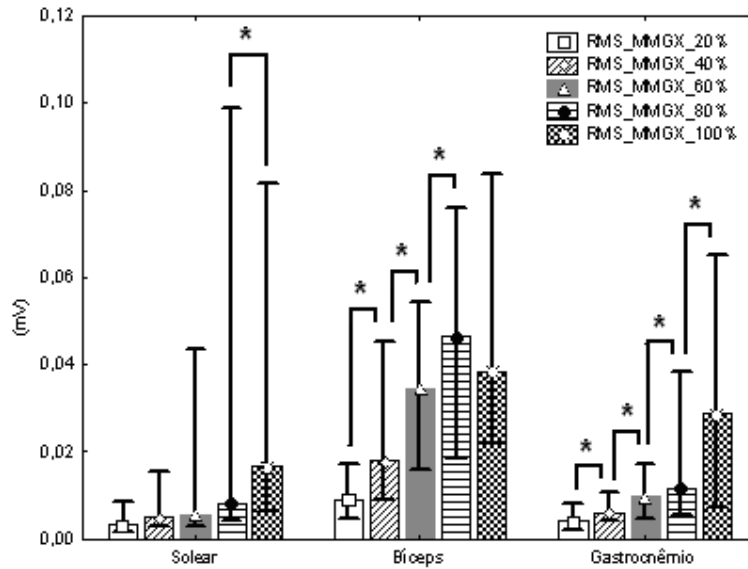
#### IV.3.2 – RMS MMG\_X

As medianas dos valores RMS médios do sinal MMG\_X se mantiveram aproximadamente estáveis de 20% a 60% no músculo sóleo. No entanto, pode-se identificar uma tendência de aumento dessas medianas de 80% a 100%, confirmada pela ocorrência de diferenças estatisticamente significativas entre esses pares de percentuais da CVM ( $p = 0,0002$ ).

No músculo bíceps braquial ocorreu uma evolução das medianas do RMS médio de 20% a 80%, ocorrendo diferenças estatisticamente significativas na comparação dos percentuais de 20% e 40% ( $p = 0,0009$ ), 40% e 60% ( $p = 0,0006$ ) e 60% e 80% ( $p = 0,0006$ ). Ocorreu uma redução de 80% a 100%, marcada pela ausência de diferenças estatisticamente significativas ( $p = 0,9405$ ).

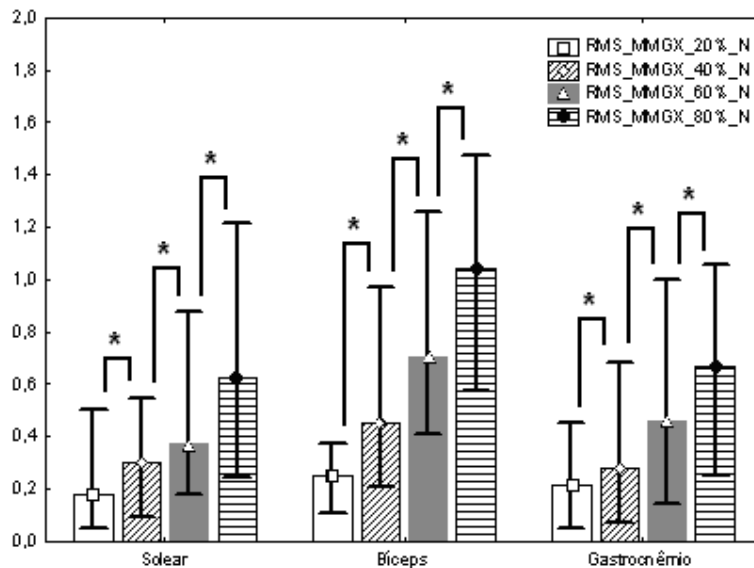
No músculo gastrocnêmio medial ocorreu uma evolução das medianas do RMS médio de 20% a 100%, ocorrendo diferenças estatisticamente significativas na comparação dos percentuais de 20% e 40% ( $p = 0,0011$ ), 40% e 60% ( $p = 0,0015$ ), e 60% e 80% ( $p = 0,0018$ ), 80% e 100% ( $p = 0,0004$ ). O comportamento do RMS em

função da evolução da CVM para os três músculos analisados pode ser visto na figura IV.9, assim como as diferenças estatisticamente significativas (\*) entre esses percentuais de CVM.



**Figura IV.9** – *Boxplots* das medianas e percentis dos RMS médios do sinal MMG\_X obtidos nos percentuais 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial, gastrocnêmio medial.

Os valores RMS médios normalizados do sinal MMG\_X aumentaram em função da evolução de 20% a 80% do percentual da CVM em todos os músculos. Na comparação dos valores médios do RMS foram observadas diferenças significativas entre os percentuais de 20% e 40%, 40% e 60%, 60% e 80%, no sóleo, bíceps braquial e gastrocnêmio medial. Os valores  $p$  nas respectivas comparações dos percentuais do músculo sóleo foram 0,0023, 0,0013 e 0,00019. No caso do músculo bíceps braquial os valores de  $p$  nas comparações desses percentuais da CVM foram: 0,0005, 0,0008 e 0,0001, respectivamente. Para o músculo gastrocnêmio os valores de  $p$  nas respectivas comparações dos percentuais da CVM foram: 0,0041, 0,0018 e 0,0013. O comportamento do RMS normalizado em função da evolução da CVM para os três músculos analisados pode ser visto na figura IV.10, assim como as diferenças estatisticamente significativas (\*) entre esses percentuais de CVM.



**Figura IV.10** – *Boxplots* das medianas e percentis dos valores RMS médios normalizados do sinal MMG\_X obtidos nos percentuais 20%, 40%, 60% e 80% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial, gastrocnêmio medial.

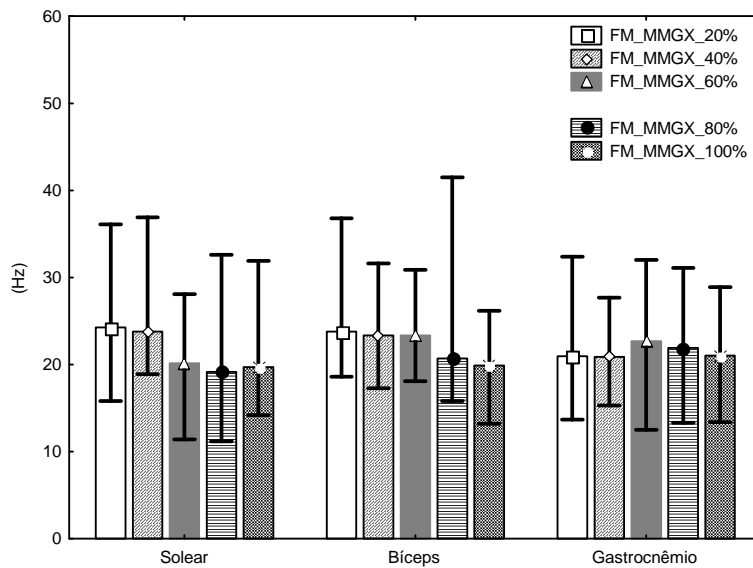
### IV.3.3 – FM MMG\_X

Os valores médios da FM para o músculo sóleo se mantiveram relativamente estáveis de 20% a 40%, reduziram de 40% a 60% e se mantiveram estáveis, novamente de 60% a 100%. Embora essa tendência de redução de 40% para 60% seja evidente, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os percentuais ( $p = 0,0198$ ).

Os valores médios da FM no músculo bíceps braquial se mantiveram relativamente estáveis de 20% a 60%, reduziram de 60% a 80% e se mantiveram estáveis, novamente, de 80% a 100%. Embora essa tendência de redução de 60% para 80% seja evidente, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os percentuais ( $p=0,0475$ ).

Não foram encontradas diferenças significativas na comparação dos valores médios da FM no músculo gastrocnêmio medial ( $p=0,6825$ ). O comportamento da FM

em função da evolução da CVM para os três músculos analisados pode ser visto na figura IV.11.



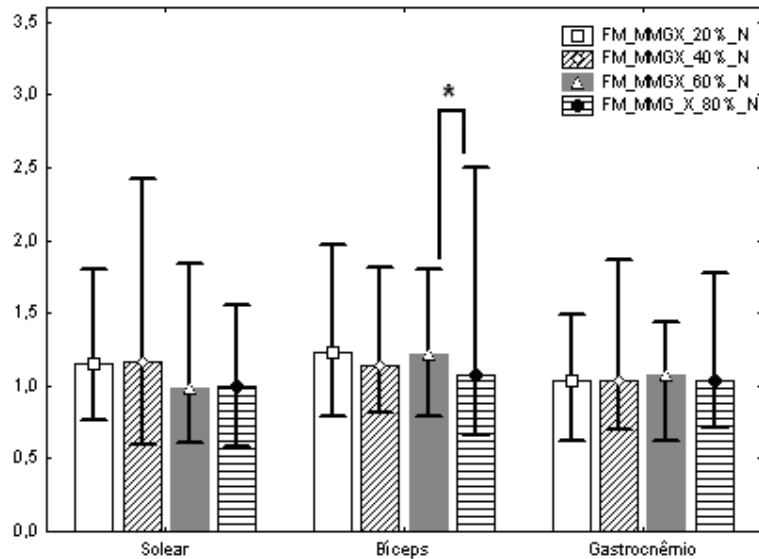
**Figura IV.11** – Boxplots das medianas e percentis valores médios da FM do MMG\_X obtidos nos percentuais 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial e gastrocnêmio medial.

No músculo sóleo, os valores normalizados da FM aumentaram muito pouco de 20% a 40% e reduziram continuamente de 40% a 80% da CVM. Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os percentuais 40% e 60% ( $p = 0,0198$ ).

No músculo bíceps braquial, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na comparação dos percentuais 20% e 40% ( $p = 0,0198$ ) e 40% e 60% ( $p = 0,7439$ ). No entanto, foi observada uma diferença estatisticamente significativa entre os percentuais 60% e 80%, evidenciando uma redução superior à ocorrida entre os percentuais 20% e 40%.

Não foram observadas diferenças significativas na comparação dos valores médios da FM no músculo gastrocnêmio medial ( $p = 0,8964$ ). O comportamento da FM em função da evolução da CVM para os três músculos analisados pode ser visto na figura IV.12, assim como as diferenças estatisticamente significativas (\*) entre esses percentuais de CVM.





**Figura IV.12** – *Boxplots* das medianas e percentis valores médios normalizados da FM do MMG\_X obtidos nos percentuais 20%, 40%, 60% e 80% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial e gastrocnêmio medial.

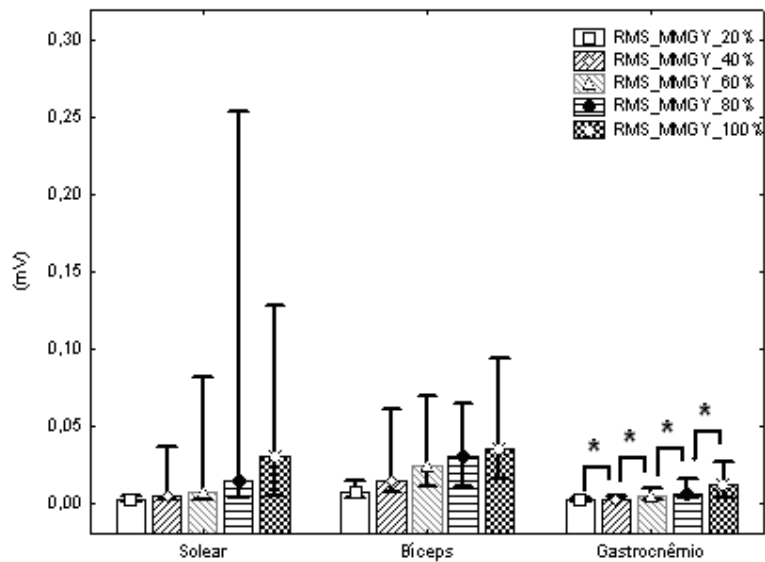
#### IV.3.4 – RMS MMG\_Y

Os valores RMS médios do sinal MMG\_Y aumentaram em função da evolução de 20% a 100% do percentual da CVM em todos os músculos. Embora tenha ocorrido esse aumento, a diferença entre os percentuais 80% e 100% no sóleo não foi significativa ( $p=0,0428$ ). Esse fato pode ser atribuído à assimetria da distribuição dos dados em relação à mediana em 80% da CVM no sóleo.

No bíceps, apesar de um comportamento de aumento dos valores no range compreendido entre os percentuais 20% e 100%, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na comparação dos pares percentuais 60% e 80% ( $p=0,1119$ ) e 80% e 100% ( $p=0,3271$ ).

No músculo gastrocnêmio, embora os valores fossem menores do que nos outros músculos, foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os pares percentuais 20% e 40% ( $p=0,0013$ ), 40% e 60% ( $p=0,0017$ ), e 80% e 100% ( $p=0,0018$ ), indicando um comportamento crescente valores RMS médios do MMG\_Y. O comportamento dos valores RMS médios do sinal de MMG\_Y em função da

evolução da CVM para os três músculos analisados pode ser visto na figura IV.13, assim como as diferenças estatisticamente significativas (\*) entre esses percentuais de CVM.

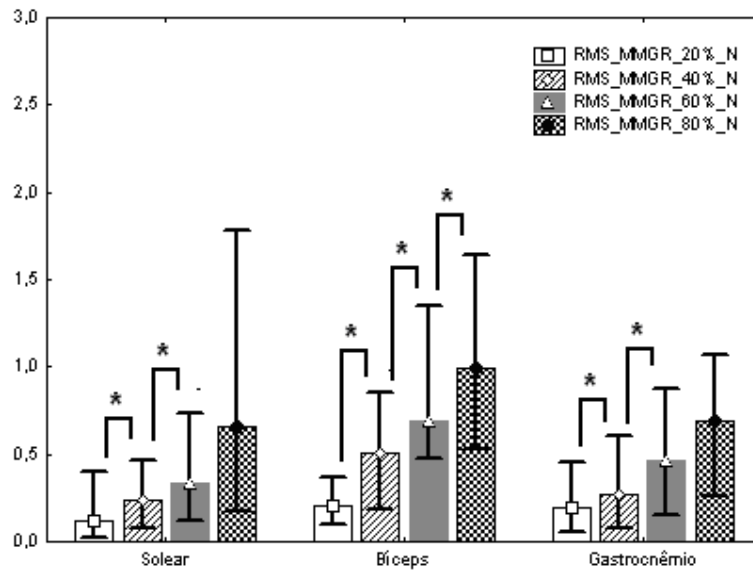


**Figura IV.13** – *Boxplots* das medianas e percentis dos valores RMS médios do sinal MMG\_Y obtidos nos percentuais 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial, gastrocnêmio medial.

Os valores RMS médios normalizados do sinal MMG\_Y aumentaram em função da evolução de 20% a 80% do percentual da CVM em todos os músculos. Na comparação dos valores RMS médios normalizados foram observadas diferenças significativas entre os percentuais de 20% e 40%, 40% e 60%, 60% e 80%, no sóleo. Os valores de  $p$  nas respectivas comparações dos percentuais do músculo sóleo foram: 0,0001, 0,0008 e 0,0005.

Na comparação dos valores RMS médios normalizados do músculo gastrocnêmio foram observadas diferenças significativas entre os percentuais de 20% e 40%, 40% e 60%, 60% e 80%. Os valores de  $p$  nas respectivas comparações dos percentuais do músculo gastrocnêmio medial foram: 0,0021, 0,0013 e 0,0073.

No bíceps braquial ocorreu um comportamento bem semelhante aos outros dois músculos, marcado pela ocorrência de uma diferença estatisticamente não significativa entre os percentuais 60% e 80% ( $p=0,12$ ). Os valores de  $p$  nas respectivas comparações dos percentuais 20% e 40%, 40% e 60% do músculo bíceps braquial foram: 0,0001 e 0,0022. O comportamento do RMS em função da evolução da CVM para os três músculos analisados pode ser visto na figura IV.14, assim como as diferenças estatisticamente significativas (\*) entre esses percentuais de CVM.



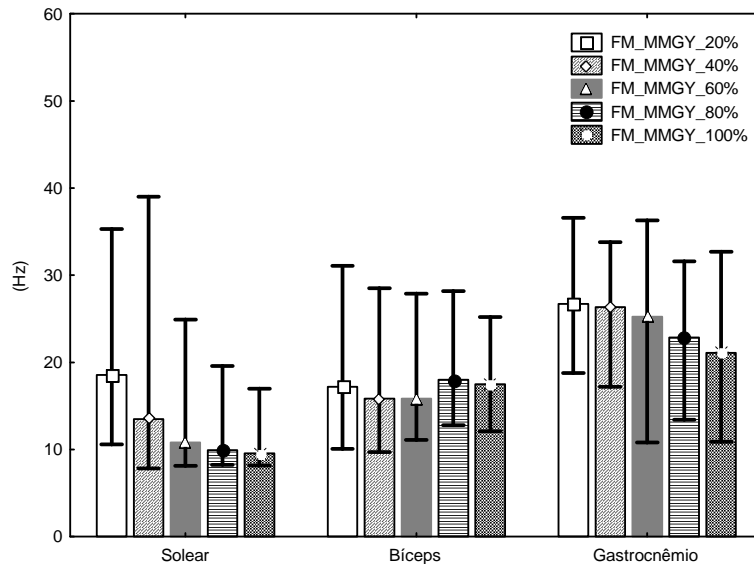
**Figura IV.14** – *Boxplots* das medianas e percentis dos valores RMS médios normalizados do sinal MMG\_Y obtidos nos percentuais 20%, 40%, 60% e 80% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial, gastrocnêmio medial.

#### IV.3.5 – FM MMG\_Y

O comportamento dos três músculos foi distinto no que se refere à evolução dos valores de FM em relação aos percentuais de CVM testados. Uma redução no range de 20% a 100% ocorreu no sóleo, sendo essa mais evidente de 20% a 80%, uma vez que não foram observadas diferenças significativas entre os percentuais 80% e 100% ( $p=0,56$ ).

Em relação ao bíceps não foram observadas diferenças significativas entre os cinco percentuais testados ( $p=0,34$ ).

No gastrocnêmio houve uma redução menos pronunciada no range 20% a 60% se comparado ao sóleo. Todavia ocorreu uma tendência semelhante de redução sem a ocorrência de diferenças significativas na comparação dos percentuais 60% e 80% ( $p=0,86$ ), 80% e 100% ( $p=0,081$ ). O comportamento do FM em função da evolução da CVM para os três músculos analisados pode ser visto na figura IV.15,

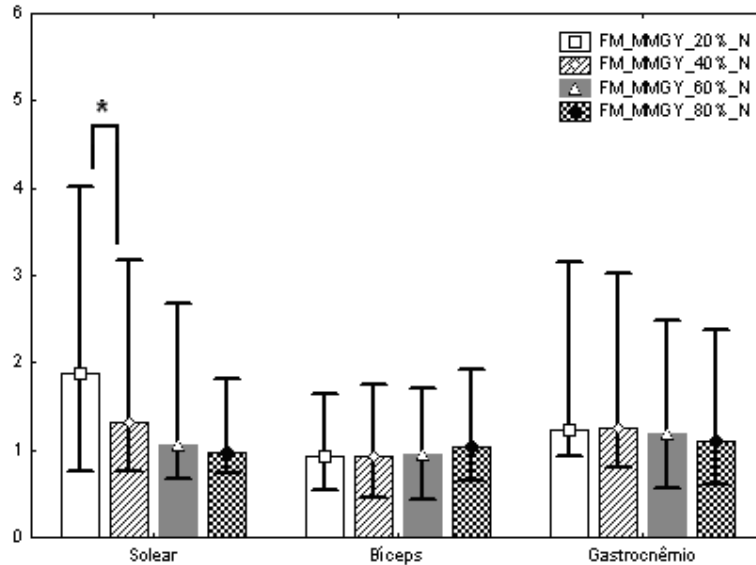


**Figura IV.15** – *Boxplots* das medianas e percentis dos valores médios da FM do MMG\_Y obtidos nos percentuais 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial e gastrocnêmio medial.

Na análise dos valores médios normalizados da FM do sinal MMG\_Y o comportamento dos músculos gastrocnêmio e bíceps foi muito semelhante, ocorrendo uma estabilidade dos valores medianos e ausência de diferenças significativas entre os percentuais testados, cujos valores  $p$  nas comparações foram 0,2997 e 0,1718.

No músculo sóleo, no entanto, foram observadas diferenças significativas entre os valores de FM normalizada de 20% e 40% ( $p=0,0008$ ) evidenciando uma redução nos níveis iniciais de contração, que se manteve, embora não tenham sido observadas diferenças significativas na comparação dos percentuais 40% e 60% ( $p=0,03$ ) e 60% e 80% ( $p=0,58$ ). Os comportamentos das variáveis acima descritos podem ser

visualizados na figura IV.16, assim como as diferenças estatisticamente significativas (\*) entre esses percentuais de CVM

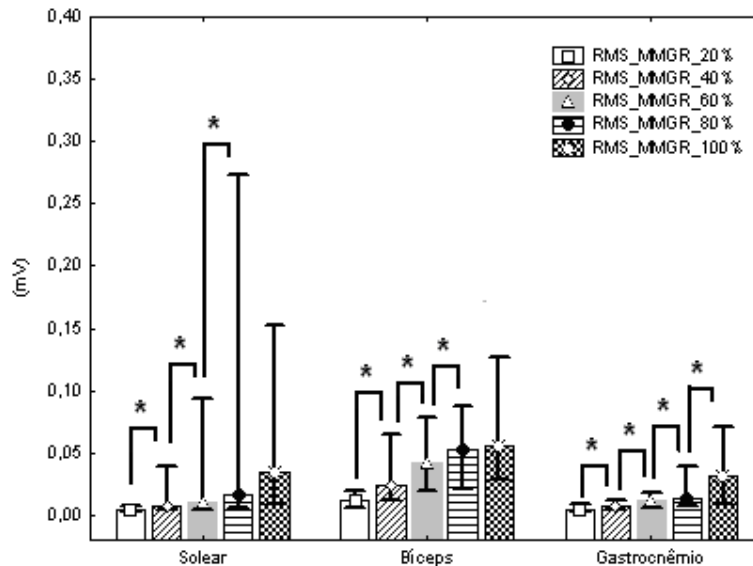


**Figura IV.16** – *Boxplots* das medianas e percentis dos valores médios normalizados da FM do MMG\_Y obtidos nos percentuais 20%, 40%, 60% e 80% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial e gastrocnêmio medial.

#### IV.3.6 – RMS MMG\_R

Os valores RMS médios do sinal MMG\_R aumentaram em função da evolução de 20% a 100% do percentual da CVM em todos os músculos. Tal comportamento se manifestou também na evolução dos valores RMS registrados nos sinais MMG\_Y e MMG\_X. No músculo sóleo foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os pares percentuais 20% e 40% ( $p=0,0001$ ), 40% e 60% ( $p=0,0049$ ), e 60% e 80% ( $p=0,0003$ ). No entanto, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na comparação dos percentuais 80% e 100% ( $p=0,0223$ ). No músculo bíceps braquial foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os pares percentuais 20% e 40% ( $p=0,0001$ ), 40% e 60% ( $p=0,0010$ ), e 60% e 80% ( $p=0,0024$ ). No entanto, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na comparação dos percentuais 80% e 100% ( $p=0,39$ ). No músculo gastrocnêmio

foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os pares percentuais 20% e 40% ( $p=0,0003$ ), 40% e 60% ( $p=0,0011$ ), 60% e 80% ( $p=0,0015$ ) e 80% e 100% ( $p=0,0003$ ). O comportamento do RMS em função da evolução da CVM para os três músculos analisados pode ser visto na figura IV.17, assim como as diferenças estatisticamente significativas (\*) entre esses percentuais de CVM.

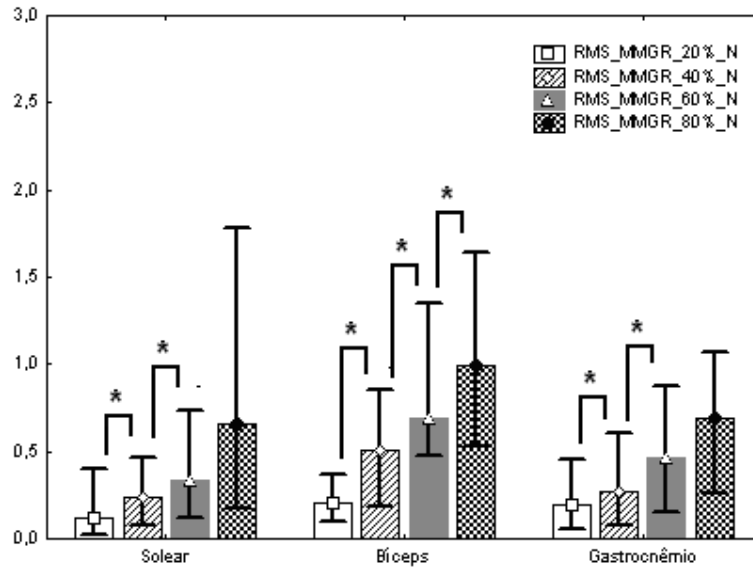


**Figura IV.17** – *Boxplots* das medianas e percentis dos valores RMS médios do sinal MMG\_R obtido nos percentuais 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial, gastrocnêmio medial.

Os valores RMS médios normalizados do sinal MMG\_R aumentaram em função da evolução de 20% a 80% do percentual da CVM em todos os músculos. Na comparação dos valores RMS médios normalizados, foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os percentuais de 20% e 40%, 40% e 60%, 60% e 80%, no bíceps braquial. Os valores  $p$  nas respectivas comparações dos percentuais do músculo bíceps braquial foram: 0,0001, 0,0005 e 0,0038.

Para os músculos sóleo e gastrocnêmio medial foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os percentuais de 20% e 40%, 60% e 80% na comparação dos valores RMS médios normalizados. Os valores  $p$  nas respectivas comparações dos percentuais do músculo sóleo foram: 0,0001 e 0,0003. Os valores  $p$  nas respectivas comparações dos percentuais do músculo gastrocnêmio medial foram:

0,0011 e 0,0024. O comportamento do RMS médio normalizado em função da evolução da CVM para os três músculos analisados pode ser visto na figura IV.18, assim como as diferenças estatisticamente significativas (\*) entre esses percentuais de CVM.



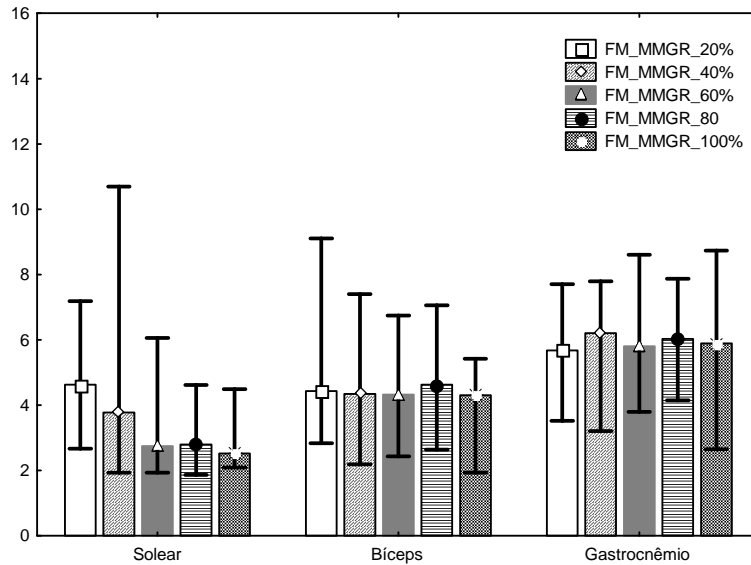
**Figura IV.18** – *Boxplots* das medianas e percentis dos valores RMS médios normalizados do sinal MMG\_Y obtido nos percentuais 20%, 40%, 60% e 80% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial, gastrocnêmio medial..

#### IV.3.7 – FM MMG\_R

Na análise dos valores médios da FM do sinal MMG\_R o comportamento dos músculos gastrocnêmio medial e bíceps braquial foi muito semelhante, ocorrendo uma estabilidade dos valores medianos e ausência de diferenças significativas entre os percentuais testados, cujos valores  $p$  nas comparações foram 0,97 e 0,68.

No sóleo ocorreu um comportamento descendente dos valores médios de FM com a evolução da força. Esse comportamento foi mais evidente nos range percentual de 20% a 60%, enquanto de 60% a 100% ocorreu uma estabilidade aparente. Todavia não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na comparação dos

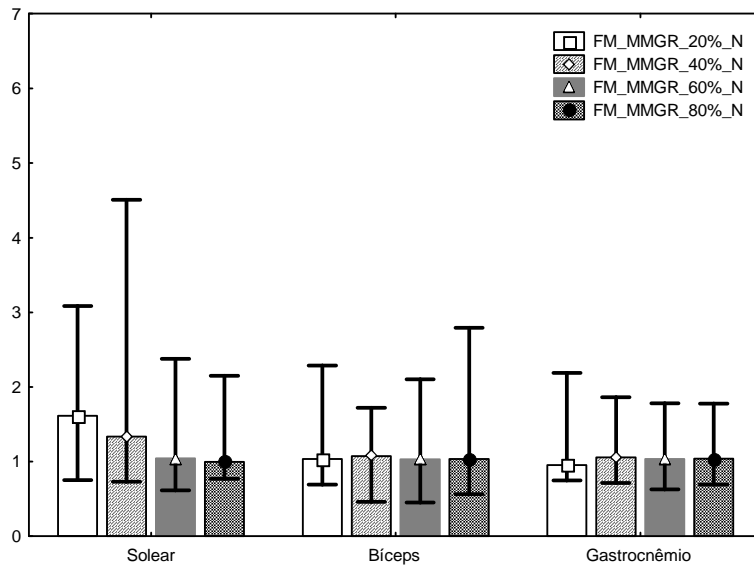
percentuais 40% e 60% ( $p=0,26$ ). O comportamento da FM em função da evolução da CVM para os três músculos analisados pode ser visto na figura IV.19



**Figura IV.19** – *Boxplots* das medianas e percentis valores médios da FM do MMG\_R obtido nos percentuais 20%, 40%, 60%, 80% e 100% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial e gastrocnêmio medial.

Nos valores normalizados, assim como aconteceu com os valores brutos não normalizados, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os percentuais testados nos músculos gastrocnêmio medial e bíceps braquial, cujos valores de  $p$  nas comparações foram 0,86 e 0,84. Uma tendência de redução dos valores médios normalizados de FM ocorreu no sóleo. Apesar disso não ocorreram diferenças estatisticamente significativas entre os percentuais de 20% e 40% ( $p=0,49$ ) e 40% e 60% ( $p=0,26$ ). A estabilidade das variáveis acima citadas no bíceps braquial e gastrocnêmio medial, assim como a tendência de redução das mesmas no sóleo podem ser observadas na figura IV.20.





**Figura IV.20** – Boxplots das medianas e percentis valores médios normalizados da FM do MMGR obtido nos percentuais 20%, 40%, 60% e 80% da CVM dos músculos sóleo, bíceps braquial e gastrocnêmio medial.

#### IV.4 – Relação MMG x Força Muscular

##### IV.4.1 – Sóleo

Na tabela IV.2 estão listados os coeficientes de *Spearman* para os valores RMS médios dos sinais MMG\_X, MMG\_Y e MMG\_R em cada um dos percentuais de CVM testados no músculo sóleo. Os coeficientes em **negrito** foram considerados estatisticamente significantes ( $p < 0,05$ ).

**Tabela IV.2** – Coeficientes de correlação de *Spearman* entre percentuais da força muscular e os valores RMS associados ao sinal de MMG.

<i>Percentual de CVM</i>	<i>RMS_X</i>	<i>RMS_Y</i>	<i>RMS_R</i>
20	0,06	0,38	0,16
40	0,21	<b>0,65</b>	0,55
60	<b>0,64</b>	0,43	0,52
80	<b>0,77</b>	<b>0,83</b>	<b>0,84</b>
100	<b>0,77</b>	<b>0,59</b>	<b>0,62</b>

Na tabela IV.3 estão listados os coeficientes de *Spearman* para os valores médios da FM\_X, FM\_Y e FM\_R em cada um dos percentuais de CVM testados no músculo sóleo. Os coeficientes em negrito foram considerados significantes ( $p < 0,05$ ).

**Tabela IV.3** – Coeficientes de correlação de *Spearman* entre percentuais da força muscular e os valores da frequência média associados ao sinal de MMG.

<i>Percentual de CVM</i>	<i>FM_X</i>	<i>FM_Y</i>	<i>FM_R</i>
20	0,33	-0,38	-0,15
40	-0,02	-0,46	-0,39
60	0,02	-0,25	0,65
80	-0,05	<b>-0,47</b>	-0,23
100	-0,06	0,07	0,15

#### **IV.4.2 – Bíceps Braquial**

Na tabela IV.4 estão listados os coeficientes de *Spearman* para os valores RMS médios dos sinais MMG\_X, MMG\_Y e MMG\_R em cada um dos percentuais de CVM testados no músculo bíceps braquial. Os coeficientes em negrito foram considerados estatisticamente significantes ( $p < 0,05$ ).

**Tabela IV.4** – Coeficientes de correlação de *Spearman* entre percentuais da força muscular e os valores RMS associados ao sinal de MMG.

<i>Percentual de CVM</i>	<i>RMS_X</i>	<i>RMS_Y</i>	<i>RMS_R</i>
20	0,07	0,40	0,23
40	0,05	0,25	0,20
60	0,02	0,34	0,16
80	0,35	0,37	0,24
100	0,37	<b>0,60</b>	<b>0,57</b>

Na tabela IV.5 estão listados os coeficientes de *Spearman* para os valores da FM\_X, FM\_Y e FM\_R em cada um dos percentuais de CVM testados no músculo bíceps braquial.

**Tabela IV.5** – Coeficientes de correlação de *Spearman* entre percentuais da força muscular e os valores da frequência média associados ao sinal de MMG.

<i>Percentual de CVM</i>	<i>FM_X</i>	<i>FM_Y</i>	<i>FM_R</i>
20	-0,13	-0,05	-0,032
40	-0,10	-0,05	-0,18
60	-0,002	-0,001	-0,14
80	-0,28	-0,08	-0,16
100	-0,23	-0,38	-0,35

#### **IV.4.3 – Gastrocnêmio Medial**

Na tabela IV.6 estão listados os coeficientes de *Spearman* para os valores RMS médios dos sinais MMG \_X, MMG \_Y e MMG\_R em cada um dos percentuais de CVM testados no músculo gastrocnêmio medial. Os coeficientes em negrito foram considerados estatisticamente significantes ( $p < 0,05$ ).

**Tabela IV.6** – Coeficientes de correlação de *Spearman* entre percentuais da força muscular e os valores RMS associados ao sinal de MMG.

<i>Percentual de CVM</i>	<i>RMS_X</i>	<i>RMS_Y</i>	<i>RMS_R</i>
20	-0,05	0,07	-0,04
40	0,05	0,04	0,05
60	<b>0,60</b>	0,50	0,61
80	<b>0,55</b>	<b>0,46</b>	0,57
100	0,40	0,14	0,37

Na tabela IV.7 estão listados os coeficientes de *Spearman* para os valores médios da FM \_X, FM \_Y e FM\_R em cada um dos percentuais de CVM testados no músculo gastrocnêmio medial.

**Tabela IV.7** – Coeficientes de correlação de *Spearman* entre percentuais da força muscular e os valores da frequência média associados ao sinal de MMG.

<i>Percentual de CVM</i>	<i>FM_X</i>	<i>FM_Y</i>	<i>FM_R</i>
20	0,25	0,18	0,31
40	0,05	0,02	0,18
60	-0,03	-0,44	0,08
80	-0,31	-0,01	-0,13
100	0,16	0,38	0,17

#### IV.5 – Identificação do Tipo de Fibra Muscular

A tabela IV.8 apresenta as médias e respectivos desvios padrão dos percentuais obtidos pela aplicação da equação de predição do percentual de fibras de contração lenta. Esses resultados estão organizados de acordo com os músculos testados e foram obtidos a partir da utilização dos dados coletados dos voluntários que participaram da pesquisa. Ainda na mesma tabela temos o percentual médio alvo de cada músculo com base no trabalho realizado por DAHMANE *et al.* (2005).

**Tabela IV.8** – Percentual de fibras de contração lenta obtidos pela equação de predição desenvolvida no presente estudo e os referenciais da literatura (DAHMANE *et al.*, 2005).

Músculo	% médio obtido pela Eq.	% médio alvo
Sóleo	68,42 ( $\pm 8,50$ )	79,9 ( $\pm 1,8$ )
Bíceps Braquial	49,73 ( $\pm 10,9$ )	39,1 ( $\pm 2,1$ )
Gastrocnêmio Medial	63,52 ( $\pm 4,9$ )	63,0 ( $\pm 2,6$ )

A tabela IV.9 apresenta as médias e respectivos desvios padrão dos percentuais obtidos na avaliação cruzada da equação de predição do percentual de fibras de contração lenta. Esses resultados estão organizados de acordo com os músculos testados e foram obtidos a partir da utilização dos dados coletados dos voluntários que participaram da pesquisa e que foram excluídos do grupo após a verificação de problemas na aquisição dos dados em um dos três músculos testados. Apesar dos problemas que os excluíram da amostra final, os músculos utilizados na avaliação cruzada apresentavam dados consistentes em todos percentuais da CVM testados. Ainda na mesma tabela temos o percentual médio alvo de cada músculo com base no trabalho realizado por DAHMANE *et al.* (2005).

**Tabela IV.9** – Percentual de fibras de contração lenta obtidos pela avaliação cruzada da equação de predição desenvolvida no presente estudo e os referenciais da literatura (DAHMANE *et al.*, 2005).

Músculo	% médio obtido pela Eq.	% médio alvo
Sóleo	69,35 ( $\pm 7,76$ )	79,9 ( $\pm 1,8$ )
Bíceps Braquial	54,98 ( $\pm 5,56$ )	39,1 ( $\pm 2,1$ )
Gastrocnêmio Medial	65,77 ( $\pm 9,44$ )	63,0 ( $\pm 2,6$ )

A tabela IV.10 apresenta as médias e respectivos desvios padrão dos percentuais obtidos pela implementação da equação em um grupo ampliado, formado pelos dados utilizados na avaliação cruzada e os dados do grupo de análise, utilizados no procedimento de obtenção dos coeficientes da equação. Ainda na mesma tabela temos o percentual médio alvo de cada músculo com base no trabalho realizado por DAHMANE *et al.* (2005).

**Tabela IV.10** – Percentual de fibras de contração lenta obtidos pela implementação da equação de predição desenvolvida no presente estudo, no grupo ampliado, e os referenciais da literatura (DAHMANE *et al.*, 2005).

Músculo	% médio obtido pela Eq.	% médio alvo
Sóleo	68,49 ( $\pm 8,15$ )	79,9 ( $\pm 1,8$ )
Bíceps Braquial	51,56 ( $\pm 9,68$ )	39,1 ( $\pm 2,1$ )
Gastrocnêmio Medial	64,43 ( $\pm 6,88$ )	63,0 ( $\pm 2,6$ )

## **CAPÍTULO V**

### **DISCUSSÃO**

Os dados de MMG coletados foram considerados consistentes para investigação das hipóteses levantadas neste trabalho, sendo representativos da atividade mecanomiográfica dos três músculos avaliados. Além disso, foi verificado também que o sinal de EMG, também coletado, aumentou em função da evolução dos percentuais de CVM testados, indicando um comportamento crescente da atividade mioelétrica com o aumento da intensidade da contração isométrica nos três músculos.

De modo a concentrar a discussão em alguns pontos específicos, será adotado um formato de itemização no texto que se segue.

#### **MMG\_X**

No presente trabalho ocorreu uma evolução dos valores RMS médios do sinal de MMG\_X nos músculos sóleo e gastrocnêmio até 100% da CVM, sendo essa mesma evolução no bíceps braquial somente até 80% da CVM. Embora tenha havido uma tendência semelhante no sóleo e no gastrocnêmio, pode se dizer que o comportamento do sinal de MMG\_X foi distinto nos três músculos testados. No que diz respeito aos valores RMS médios normalizados do MMG\_X, o comportamento dos três músculos foi ainda mais semelhante. Foi observada uma tendência de aumento desses valores no *range* percentual de 20% a 80%.

Os resultados obtidos no presente trabalho, em relação ao músculo sóleo, discordam do trabalho de YOSHITAKE & MORITANI (1998) onde foi observado um aumento estatisticamente não significativo do valor RMS do sinal de MMG até 60% da CVM, seguido de um decréscimo de 60% a 80%. No presente estudo foi observado um aumento não significativo até 60%, evidenciado pela ausência de diferenças estatisticamente significativas na evolução dos percentuais de 20% para 40% e 40% para 60%. Embora nos percentuais iniciais de CVM haja uma concordância parcial entre comportamento do valor RMS obtido no presente estudo e o estudo de YOSHITAKE & MORITANI (1999), no presente estudo foi observado um aumento significativo do RMS, marcado por diferenças estatisticamente significantes entre os percentuais 60% e 80%, e 80% e 100%.

Em contrapartida, foi observada uma concordância entre os resultados obtidos por YOSHITAKE & MORITANI (1999) e o presente trabalho para a análise do músculo gastrocnêmio, uma vez que ambos registram uma evolução estatisticamente significativa dos valores RMS em função da evolução do percentual de CVM

A redução da “amplitude” do sinal de MMG na faixa percentual de 60-80 até 100% da CVM tem sido relacionada à ocorrência do estado de fusão das fibras (ORIZIO, 2004; RYAN *et al.*, 2007). Esse estado é caracterizado por uma diminuição das mudanças dimensionais das fibras musculares em altas intensidades de contração, uma vez que as mesmas não dispõem de tempo suficiente para relaxarem e sofrem novas mudanças dimensionais, responsáveis pela geração do sinal de MMG (ORIZIO, 2004). YOSHITAKE & MORITANI (1999) observaram uma redução precoce dos valores RMS no sóleo se comparado ao gastrocnêmio. Os autores atribuíram essa redução ao desenvolvimento precoce do estado de fusão das fibras do sóleo em relação ao gastrocnêmio. Considerando que o sóleo possui maior proporção de fibras lentas do que o gastrocnêmio (JOHNSON *et al.*, 1973; DAHMANE *et al.*, 2005; DAHMANE *et al.*, 2006), os autores sugerem que o desenvolvimento precoce da fusão do sóleo ocorreu por influência do tipo de fibra predominante que compõe o mesmo, considerado possuidor de alta proporção de fibras de contração lenta (JOHNSON *et al.*, 1973; DAHMANE *et al.*, 2005; DAHMANE *et al.*, 2006).

A influência do estado de fusão das fibras no sinal de MMG foi investigada por YOSHITAKE *et al.* (2002), que monitorou o sinal de MMG através de transdutor do tipo microfone em UMs eletricamente estimuladas do músculo gastrocnêmio. Os autores classificaram as UMs em lentas e rápidas com base em suas características contráteis. Após a classificação das UMs, as mesmas foram eletroestimuladas em diferentes frequências. Conforme essa frequência de estimulação aumentava, observou-se uma redução mais pronunciada no sinal de MMG das UMs com propriedades contráteis lentas. Nesse contexto era esperado que no presente trabalho ocorresse uma redução do valor RMS no sóleo semelhante à ocorrida no trabalho de YOSHITAKE & MORITANI (1999). Devido ao fato dos autores terem utilizado o transdutor microfone ao invés do acelerômetro utilizado no presente trabalho, é possível, segundo relatos de JASKÓSLKA *et al.* (2007), que haja uma influência mínima da capacidade diferenciada do acelerômetro no registro do MMG em níveis superiores a 70% da CVM.

JASKÓSLKA *et al.* (2007) comparou o desempenho dos transdutores microfone e acelerômetro no registro do sinal de MMG do músculo bíceps braquial. Seus achados



indicam uma redução menos pronunciada do sinal de MMG acima de 70% da CVM do sinal registrado pelo acelerômetro se comparado ao sinal registrado pelo microfone, sugerindo uma diferença no desempenho em altos níveis de contração isométrica.

Os resultados obtidos na avaliação do valor RMS em função do percentual da CVM no músculo bíceps braquial estão em acordo com trabalhos previamente realizados, onde o sinal de MMG foi registrado com o transdutor acelerômetro (AKATAKI *et al.*, 2001, JASKÓSLKA *et al.*, 2007). Ainda que não tenham sido encontrados estudos semelhantes ao presente trabalho, ou seja, que tenham analisado o sinal de MMG nos três músculos com o uso do transdutor acelerômetro, o presente contexto sugere que talvez outras características estejam relacionadas à ausência de platô ou redução do sinal de MMG na análise do músculo sóleo; tais como as diferenças na arquitetura muscular, ressaltada por alguns autores como um aspecto relevante no comportamento do sinal de MMG (AKATAKI *et al.*, 2001; YOSHITAKE *et al.* 2005), e não somente uma menor capacidade do acelerômetro na identificação do platô ou redução da amplitude do sinal de MMG.

No domínio da frequência e com base na perspectiva das estratégias utilizadas na gradação da força muscular, tem sido sugerido que a FM do sinal de MMG está associada ao recrutamento de UMs nos níveis iniciais de percentuais da CVM (ORIZIO, 2004; BECK, *et al.*, 2007). Em níveis superiores a 70-80% da CVM, o comportamento da FM estaria associado ao aumento da taxa de disparo das UMs já recrutadas (ORIZIO, 2004; BECK, *et al.*, 2007).

Como já foi mencionado, não foram encontrados estudos semelhantes ao presente trabalho, ou seja, que utilizassem o transdutor acelerômetro na análise do sinal de MMG em diferentes percentuais da CVM nos músculos sóleo, bíceps braquial e gastrocnêmio, em um único desenho experimental.

No presente trabalho os valores médios da FM no músculo sóleo se mantiveram relativamente estáveis de 20% a 40%, reduziram de 40% a 60% e se mantiveram estáveis, novamente, de 60% a 100%.

Não foram observadas diferenças significativas na comparação dos valores médios da FM no músculo gastrocnêmio medial, evidenciando uma estabilidade da FM com evolução da intensidade da contração isométrica.

Os resultados do presente trabalho discordam dos obtidos por YOSHITAKE & MORITANI (1999) na análise do MMG dos músculos sóleo e gastrocnêmio. Esses autores observaram um aumento marcado por diferenças estatisticamente significantes

dos valores de FM no *range* de 20% a 80% da CVM. Vale ressaltar que os mesmos utilizaram o transdutor microfone na aquisição do sinal de MMG.

Na análise do músculo bíceps braquial os valores de FM se mantiveram relativamente estáveis de 20% a 60%, reduziram de 60% a 80% e se mantiveram estáveis, novamente, de 80% a 100%. MATTA *et al.* (2005) em um desenho experimental bastante semelhante ao utilizado neste trabalho, avaliaram a evolução da FM em função do percentual de CVM. O músculo avaliado foi o bíceps braquial e o transdutor utilizado foi o mesmo modelo de acelerômetro empregado no presente trabalho. Foi observada uma pequena tendência de redução da FM no *range* de 20% a 100% da CVM, marcado por ausência de diferenças estatisticamente significativas.

No que diz respeito aos valores médios normalizados de FM, os resultados obtidos no presente trabalho discordam do trabalho previamente realizado por BECK *et al.* (2004) que constataram uma ausência de diferenças estatísticas significativas entre os valores de FM normalizada no *range* de 20% a 100% da CVM. O transdutor usado foi o sensor de contato e o músculo analisado foi o bíceps braquial. Esses autores sugerem ainda, que o a variação nos ângulos da articulação, os quais a força isométrica é mensurada, contribuem para gama de diferentes resultados encontrados na análise da evolução da FM em função do aumento da força isométrica.

Todavia, tem sido preconizado que músculos com maior proporção de fibras lentas, como por exemplo, o sóleo, possuem o sinal de MMG com valores de frequência inferiores a músculos com maior proporção de fibras rápidas (MEALING & MCCARTHY, 1991; MEALING *et al.*, 1996; FREITAS *et al.*, 2001). Se de fato a FM do sinal de MMG está relacionada ao recrutamento das UMs em baixos níveis de CVM, é razoável, então, que o sóleo, devido a sua predominância de fibras de contração lenta, possua um valor de FM superior em baixos níveis de contração se comparado ao bíceps braquial e gastrocnêmio medial. Apesar desse resultado não ter sido testado estatisticamente, o mesmo pode ser observado no presente trabalho.

## **MMG\_Y**

Foi encontrado na literatura somente um trabalho que quantificou as oscilações longitudinais durante a contração isométrica através de um acelerômetro biaxial. No

estudo realizado por MATTA *et al.* (2005) o sinal de MMG\_Y – relacionado à oscilação longitudinal ao ventre muscular – foi registrado por meio de acelerômetro em um protocolo semelhante ao utilizado nesse presente estudo. Esses autores defendem a necessidade de entendimento do significado fisiológico das oscilações contidas nesse eixo em relação ao sinal de MMG.

No domínio do tempo, o resultado obtido pelo presente estudo foi uma evolução constante dos valores RMS, tanto brutos quanto normalizados, no *range* de 20% a 100% da CVM nos três músculos analisados. No domínio da frequência, entretanto, devido à falta de estudos prévios, MATTA *et al.* (2005) não foram capazes de atribuir significado fisiológico ao sinal de MMG\_Y, sugerindo apenas a possibilidade de interferência dos componentes elásticos em série no processo.

No domínio da frequência, o presente estudo observou uma ausência de diferenças significativas entre os percentuais testados da CVM, no que se refere aos valores médios de FM do músculo bíceps braquial. MATTA *et al.* (2005) observou um comportamento ligeiramente descendente dessa variável, marcado por uma diferença significativa entre os valores médios de FM, obtida nos percentuais 20% e 100%.

BARRY (1988), ao analisar as ondas de pressão produzidas pelo gastrocnêmio de sapos, variando a posição do sensor hidrofone, observou que o sinal não desaparecia quando o sensor era colocado ortogonalmente em relação ao músculo. Esse fato sugere que o encurtamento da fibra muscular, e não somente a expansão lateral da mesma, produz ondas de pressão provenientes do comportamento mecânico das fibras em contração.

Uma vez que é possível registrar essas oscilações longitudinais, além das transversais ao ventre muscular, a necessidade de entendimento dessa variável se evidencia ao considerarmos a influência da arquitetura muscular na captação do sinal de MMG. AKATAKI *et al.* (1999) sugerem que o registro das oscilações transversais ao músculo se faz sem problemas em músculos que possuem a orientação de suas fibras paralelas ao seu eixo principal. No entanto, em músculos penados, a alteração do ângulo de penação com a evolução da força isométrica sugere a ocorrência de mudanças na posição da fibra muscular em relação ao transdutor fixado na superfície do músculo. Nesse contexto, é possível que com a evolução do percentual de CVM, ocorra uma falta de correspondência entre as mudanças dimensionais que a fibra sofre em seu eixo transversal e o eixo de registro do acelerômetro. Essa conjuntura parece justificar o

resultado obtido no cálculo do coeficiente linear de *Spearman* entre os valores RMS e a força isométrica produzida em cada uma dos percentuais de CVM estudados.

Considerando que os músculos estudados, bíceps braquial, gastrocnêmio medial e sóleo, possuem diferentes graus de penação, é razoável que haja uma alternância na magnitude do coeficiente de correlação linear nos diferentes percentuais testados em cada músculo. No sóleo, por exemplo, foram observados maiores valores do coeficiente de correlação linear de *Spearman* entre o RMS\_Y e a força nos percentuais 20% e 40% se comparado aos valores obtidos entre esses mesmos percentuais de CVM e o RMS\_X. No entanto, essa relação se inverteu nos percentuais 60%, 80% e 100%, com o coeficiente de correlação linear de *Spearman* maior para o MMG\_X do que o MMG\_Y.

O sinal de MMG é tido como um sinal capaz de fornecer informação temporal sobre as flutuações de força produzidas pelo músculo devido à sua capacidade de detectar os eventos mecânicos associados à contração (SHINOHARA & SOGAARD, 2006). A alternância dos eixos de registro - X, Y e R - no papel de melhor relação linear com a força, sugere influência das modificações da arquitetura na captação do sinal. Nessa conjuntura, a alteração do ângulo de penação, decorrente do aumento da intensidade de contração pode estar associada ao padrão de correspondência dos eixos X, Y e R do acelerômetro na captação do sinal de MMG em músculos penados. YOSHITAKE, *et al.* (2005) analisaram o sinal de MMG em contrações eletroestimuladas no músculo gastrocnêmio medial, em associação com imagens de ultra-som. Os autores observaram uma relação direta entre as modificações na arquitetura muscular e a amplitude do sinal de MMG. Finalmente, os autores sugerem que as direções da expansão lateral da fibra muscular não são contempladas pelo registro do sinal de MMG, uma vez que as imagens de ultra-som expressam mudanças da arquitetura muscular em duas dimensões. Embora se trate de uma perspectiva recente do sinal de MMG, é possível que essas oscilações detectadas na superfície do músculo, em seu eixo longitudinal, sejam oriundas do comportamento mecânico do músculo em contração, assim como o sinal de MMG, comumente registrado através da captação das oscilações transversais ao ventre muscular. Essa hipótese é reforçada se considerarmos a possível influência das mudanças na arquitetura muscular sobre o registro do sinal de MMG. Sob essas perspectivas, é possível que esse sinal, assim como o sinal registrado transversalmente, esteja associado a variáveis oriundas das propriedades contráteis inerentes ao músculo, tais como tempo de contração e relaxamento.

## **MMG\_R**

Não foi encontrado nenhum trabalho na literatura que analisasse o sinal de MMG, sob uma perspectiva semelhante à utilizada para a obtenção do sinal de MMG\_R. O fato de ser resultante de dois outros sinais faz com que o sinal de MMG\_R tenha seu comportamento, em função dos percentuais da CVM, totalmente influenciado pelo comportamento dos outros dois sinais, MMG\_X e MMG\_Y. O mesmo pode se considerar sobre o coeficiente de correlação linear de *Spearman* calculado entre o sinal de MMG\_R e os valores de força isométrica nos respectivos percentuais da CVM testados.

Tomando como referência estudos que captaram o sinal de MMG por meio de registro das oscilações transversais ao músculo, pode se considerar que o comportamento do sinal de MMG\_R, principalmente no domínio do tempo, foi coerente com a literatura prévia existente (MADELEINE, *et al.*, 2001).

Por se tratar de um modo recente e alternativo de análise do sinal de MMG, assim como o sinal de MMG\_Y, fica difícil sugerir possíveis aplicações e a relevância das mesmas. No entanto, acredita-se que, assim como foi discutido com o sinal de MMG\_Y, o sinal de MMG\_R seja uma alternativa viável na análise de músculos penados devido ao risco de falta de correspondência entre o eixo de registro do transdutor e as mudanças dimensionais das fibras em seu eixo transversal. Outro aspecto é que com o uso de acelerômetros com mais eixos de captação, a implementação do sinal de MMG\_R pode fornecer maior abrangência na análise do comportamento mecânico do músculo.

Com base em tudo aquilo que foi supracitado, fica evidente que o sinal de MMG\_R necessita de um número maior de pesquisas, embora possa ser considerado como mais uma possibilidade de análise alternativa do sinal de MMG.

## **Identificação do Tipo de Fibra Muscular**

Ao realizar um trabalho de revisão sobre a relação do sinal de MMG e a taxa de disparo das UMs, BECK *et al.* (2007) analisaram uma série de estudos que envolviam o sinal de MMG e músculos com diferentes proporções de tipo de fibra muscular. Os autores concluíram que o componente de frequência do sinal de MMG pode ser

considerado como minimamente influenciável pelo tipo de fibra que compõe o músculo investigado. Todavia, não foi encontrado na literatura nenhum trabalho que utilizasse o sinal de MMG no desenvolvimento de uma equação de predição do percentual de fibras de contração lenta e rápida, assim como foi feito no presente trabalho. No entanto, a utilização de variáveis de natureza mecânica na identificação do tipo de fibra muscular tem sido realizada (DAHMANE *et al.*, 2001, DAHMANE *et al.*, 2005).

DAHMANE *et al.* (2001) avaliou a possibilidade de estimação de propriedades contráteis do músculo com base na resposta do ventre muscular a uma contração eletricamente estimulada. Os autores desenvolveram um tipo de transdutor capaz de mensurar o aumento de volume do ventre muscular proveniente da contração. Essa técnica foi inicialmente denominada pelos autores como Tensiomiografia (TMG). O sinal gerado é originário do deslocamento do transdutor, previamente posicionado no ventre muscular, devido ao aumento de volume do mesmo durante a contração. O processamento do sinal de TMG permite a extração de parâmetros contráteis como, o tempo de contração e tempo de relaxamento. Essas variáveis são classicamente utilizadas na identificação do tipo de UM e são oriundas de sua resposta mecânica, conhecida como abalo muscular. Os autores encontraram uma alta correlação dos parâmetros contráteis, obtidos via sinal de TMG, e a concentração de fibras de contração lenta, avaliadas por meio de biopsias e análises histoquímicas. Mesmo considerando o modo de transdução peculiar do sinal TMG, esse sinal, assim como o sinal de MMG, está associado ao comportamento mecânico do músculo em contração. Essa analogia foi confirmada pela classificação do sinal de TMG como mais um tipo de MMG em trabalhos mais recentes do autor (DAHMANE *et al.*, 2006), e da mesma forma por outros autores (GORELICK *et al.*, 2007). O contexto proveniente da realização desses trabalhos reforça a associação de parâmetros contráteis inerentes ao tipo de fibra muscular e o sinal de MMG, assim como a utilização desses parâmetros na tentativa de estimação do tipo de fibra que compõe o músculo. No entanto, as diferenças existentes no padrão de ativação das UMs durante as contrações voluntárias e eletroestimuladas devem ser levadas em conta.

O presente trabalho obteve percentuais médios de fibra de contração lenta próximos as referencias utilizadas no procedimento de minimização multiparamétrica. Entretanto quando a equação foi empregada em dados que não foram utilizados para obtenção dos coeficientes da mesma, durante o procedimento de validação cruzada, os

percentuais médios se diferenciaram mais ainda nos músculo gastrocnêmio medial e bíceps braquial. No músculo sóleo o mesmo não aconteceu, uma vez que não foram observadas modificações no valor percentual médio obtido nos dois procedimentos. Apesar disso, um melhor resultado geral de predição ocorreu no músculo gastrocnêmio medial, podendo ser constatado pela comparação dos resultados médios do mesmo com os referencias reportados por DAHMANE *et al* (2005).

A seleção dos parâmetros oriundos do sinal de MMG\_Y foi heurísticamente determinada. Todavia, essas variáveis demonstraram uma melhor relação com os percentuais de força, do que os sinais de MMG\_X e MMG\_R. Esse fato sugere que o sinal de MMG\_Y, assim como o sinal de MMG registrado transversalmente ao músculo, pode estar relacionado às flutuações de força oriundas do processo de somação dos abalos. Do mesmo modo, o componente de frequência predominante do sinal de MMG\_Y pode estar minimamente coligado a parâmetros do abalo muscular como a velocidade de contração. Esse contexto pode justificar o comportamento distinto da FM do sinal de MMG\_Y nos três músculos analisados.

As considerações supracitadas devem ser interpretadas com cautela devido à possível interferência dos músculos adjacentes no registro das oscilações na superfície do músculo (BARRY & COLE, 1988) assim como a complexidade do processo de somação dos abalos (RAILKOVA *et al.*, 2007), fator esse que dificulta interpretação desse fenômeno com base na análise do músculo por inteiro.

## **CAPÍTULO VI**

### **CONCLUSÃO**

O objetivo geral de investigar o uso do sinal de MMG no estudo de contrações musculares isométricas de três diferentes músculos - bíceps braquial, gastrocnêmio medial e sóleo foi alcançado. Os valores RMS médios e a FM média dos sinais de MMG, tanto brutos quanto normalizados, se diferenciaram nos três músculos, demonstrando serem variáveis viáveis na investigação dos mecanismos de gradação da força em músculos com diferentes percentuais de fibras musculares, sob o ponto de vista do comportamento mecânico de tais fibras.

Considerando a possibilidade de utilização de acelerômetros biaxiais disponíveis no mercado, o sinal de MMG\_Y demonstrou ser uma alternativa promissora de análise do sinal de MMG, podendo-se considerar o mesmo sobre o sinal de MMG\_R. Esses dois sinais aumentam a capacidade de monitoração do sinal de MMG em músculos penados, nos quais pode ocorrer uma modificação da posição fibra muscular em relação ao acelerômetro.

Com base na comparação dos resultados obtidos pela equação de predição do percentual de fibras lentas desenvolvida no presente trabalho com os resultados reportados na literatura, pode-se dizer que os parâmetros do sinal de MMG são viáveis para o processo de identificação do tipo e fibra predominante que compõem o músculo. Apesar disso, os resultados obtidos pela equação nos músculos sóleo e bíceps braquial foram somente razoáveis, uma vez que diferiram cerca de 10% do discutido pela literatura. Contudo, vale mencionar que ainda existe uma considerável discordância de tais percentuais de fibras lentas nos estudos e que os resultados são, de certo modo, população dependente.

Os resultados encontrados neste trabalho corroboram com a possível influência do tipo de fibra muscular no comportamento do sinal de MMG durante a gradação da força. No entanto, é possível que as diferenças no comportamento do MMG entre os três músculos tenham sido influenciadas não só pelas diferenças na composição de suas fibras, mas também pelo desempenho do acelerômetro em relação ao local de posicionamento do mesmo nesses três diferentes músculos. Nesse contexto, o fato do sóleo ser um músculo profundo, se comparado ao bíceps braquial que é mais superficial, deve ser levado em conta. A realização de análise histoquímica de amostras obtidas por



biopsias musculares no local onde o sinal de MMG foi mensurado seria de grande validade para avaliação do poder de predição da equação desenvolvida. Entretanto, a impossibilidade de realização desse procedimento devido a critérios éticos inviabiliza a realização do mesmo.

### **Sugestões de estudos futuros**

Em estudos futuros seria desejável investigarem-se os sinais MMG\_Y e MMG\_R em associação com imagens obtidas via ultra-som, visando elucidar melhor a influência da modificação do ângulo de penação sobre a mudança relativa da posição da fibra muscular em relação ao transdutor utilizado no registro do sinal de MMG.

A utilização dos sinais de MMG\_Y e MMG\_R em acelerômetros triaxiais é uma possibilidade promissora. Desse modo, o deslocamento do ventre muscular poderia ser monitorado, semelhante ao que acontece no sinal de TMG.

Ainda como sugestão para estudos futuros, poderia ser sugerida a utilização de um protocolo de contrações sustentadas nos três músculos estudados no presente trabalho, no sentido de se verificar a influencia do tipo de fibra muscular sobre o sinal de MMG, em condições de fadiga.

## CAPÍTULO VII

### REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AKATAKI, K., MITA, K., YASUSHI, I., *et al.*, 1999, “Relationship between mechanomyogram and force during voluntary contractions reinvestigated using spectral decomposition”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 80, n. 3 (Aug), pp. 173-179.
- AKATAKI, K., MITA, K., WATAKABE, M., *et al.*, 2001, “Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 84, n. 1-2 (Jan/Feb), p. 19-25.
- BARRY, D. T., 1987, “Acoustic Signals from Frog Skeletal Muscle”, *Journal Biophysical Society*, v. 51, n. 5 (Maio), pp. 769-773.
- BARRY, D. T., COLE, N. M., 1988, “Fluid mechanics of muscle vibrations”, *Biophysical Journal*, v. 53, n. 6 (Jun), pp. 899-905.
- BECK, T. W., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., *et al.*, 2004, “Mechanomyographic amplitude and mean power frequency versus torque relationships during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 5 (Oct), pp.555-564.
- BECK, T. W., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., *et al.*, 2007 “Does the frequency content of the surface mechanomyographic signal reflect motor unit firing rates? A brief review”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, n. 1 (Feb), pp. 1-13.

- BECK, T. W., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., et al., 2006, "Comparison of a piezoelectric contact sensor and an accelerometer for examining mechanomyographic amplitude and mean power frequency versus torque relationships during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 4 (Aug), pp. 324-335.
- BOUCHARD, C., SIMONEAU, J. A., et al., 1986, "Genetic effects in human skeletal muscle fiber type distribution and enzyme activities", *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, v.64, n. 9 (Sep), pp. 1245-1251.
- BURKE, R. E., LEVINE, D. N., TSAIRIS, P., 1973, "Physiological types and histochemical profiles in motor units of gastrocnemius" *The journal of Physiology*, v. 234, n. 3 (jun), pp. 723-748.
- .
- BROZOVICH, F. V., POLLACK, G. H., 1983, "Muscle contractions generates discrete sound bursts", *Biophysical Journal*, v. 41, n. 1 (Jan), pp. 35-40.
- CESCON, C., FARINA, D., GOBBO, M., et al. 2004, "Effect of accelerometer location on mechanomyogram variables during voluntary, constant-force contractions in three human muscles", *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 42, n. 1 (Jan), pp. 121-127.
- COBURN, J. W., HOUSH, T. J., CRAMER, J. P., et al., 2005, "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 (May), pp. 412-420.

- DAHMANE, R., VALENCIC, V., KNEZ, N., *et al.*, 2001, "Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response", *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 39, n. 1 (Jan), pp. 51-55.
- DAHMANE, R., DJORDJEVIC, S., SIMUNIC, V., *et al.*, 2005, "Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation". *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 12 (Dec), pp. 2451-2459.
- DAHMANE, R., DJORDJEVIC, S., SMERDU, V., 2006, "Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods", *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 44, n. 11 (Nov), pp. 999-1006.
- DE LUCA, C. J. (1979), "Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 26, n. 6, pp. 313-325.
- DIMITROVA, N. A., DIMITROV, G. V., 2003, "Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 1 (Feb), pp. 13-36.
- DUBOWITZ, V., 1967, "Cross-innervated mammalian skeletal muscle: histochemical, physiological and biochemical observations", *Journal of Physiology*, v. 193, n. 3 (Dec), pp. 481-496.
- ENOKA, R. M., 2000, *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*. 1 ed. São Paulo, Manole.
- FRANGIONI, J. V., KWAN-GETT, T. S., LYNN, E., *et al.*, 1987, "The Mechanism of Low-Frequency Sound Production in Muscle", *Biophysical Journal*, v. 51, n. 5 (Maio), pp. 775-783.

- FREITAS, C. R., VAZ, M. A., GUIMARÃES, A. C. S., 2001, “Características do sinal mecanomiográfico em atletas velocistas, fundistas e indivíduos sedentários”, *Revista Brasileira de Biomecânica*, v. 2, n. 2 (maio). pp. 27-41.
- GORDON, G., HOLBOURN, A. H., 1948, “The sounds from single motor units in a contracting muscle”, *Journal of Physiology*, v. 107, n. 4 (Sep), pp. 456-464.
- GORELICK, M. L., BROWN, J. M., 2007, “Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle”, *European Journal of Applied Physiology*, v. 100, n. 1 (May), pp. 35-44.
- HAMILL, J., KUNTZEN, K. M, 1999, *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. 1 ed. São Paulo, Manole.
- HENNEMAN, E., SOMJEN, G., CARPENTER, D. O., 1965, “Functional Significance of cell size in spinal motoneurons”, *Journal of Neurophysiology*, v. 28, n. 3, pp. 560-580.
- HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; *et al.*, 1999, *European Recommendations for Surface Electromyography*. In: SENIAM Project, v. 8.
- HNIK, P., JIRMANOVA, I., ZELENÁ, J., (1967) “Fast and slow muscles of the chick after nerve cross-union”, *Journal of Physiology*, v. 193, n. 2 (Nov), pp. 309-325.
- JASKOLSKA, A., MADELEINE, P., JASKÓLSKI, A., *et al.* 2007, “A comparison between mechanomyographic condenser microphone and accelerometer measurements during submaximal isometric, concentric and eccentric contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, n. 3 (Jun), pp. 336-347.

- JOHNSON, M. A., POLGAR, J., et al., 1973, "Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study.", *Journal of Neurological Sciences*, v. 18, n. 1, (Jan), pp. 111-129.
- KEIDEL, M., KEIDEL, W. D., 1989, "The computer-vibromyography as a biometric progress in studying muscle function", *Biomedizinische Technik*, v. 34, n. 5 (May), pp. 107-116.
- KIMURA, T., HAMADA, T., WATANABE, T., et al. 2004, "Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction". *European Journal of Applied Physiology*, v. 92, n. 4-5 (Aug), pp. 533-539.
- LAMMERT, O., JORGENSEN, F., EINER-JERSEN, N., 1976, "Accelerometermyography (AMG) I: Method for measuring vibrations from isometrically contracted muscles" In: *Biomechanics*, v. A, *Biomechanics*, University Park Press, pp. 153-159.
- LIEBER, R. L., 2002, *Skeletal Muscle Structure, Function & Plasticity*. 2 ed., Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins.
- MCARDLE, W.D.; KATCH, F. I.; KATCH, V.L., 2000, *Fisiologia do exercício: Energia, nutrição e desempenho humano*. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.
- MADELEINE, P., BAJAJ, P., SOGAARD, K., ARENDT-NIELSEN, L., 2001, "Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions" *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 11, n. 2 (April), pp. 113-121.
- MARCHETTI, M., FELICI, F., BERNARDI, M., et al., 1992, "Can evoked phonomyography be used to recognize fast and slow muscle in man", *International Journal of Sports Medicine*, v. 13, n. 1 (Jan.), pp. 65-68.

- MATTA, T. T., PERINI, T. A., OLIVEIRA, G. L., 2005, “Interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular”, *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 11, n. 5 (Set/Out), pp. 306-310.
- MEALING, D., MCCARTY, D. W., 1991, “Muscle sound frequency analysis from fast and slow twitch muscle”. In: *Annual International Conference of The IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 948-949, Orlando, oct.
- MEALING, D., LONG, G., MCCARTY, D. W., 1996, “Vibromyographic recording from human muscles with known fibre composition differences”, *British Journal of Sports Medicine*, v. 30, n.1 (Mar), pp. 27-31.
- NIMMO, M. A., WILSON, R., H., SNOW, D., H., 1985, “The inheritance of skeletal muscle fibre composition in mice” *Comparative Biochemistry and Physiology A*, v. 81, n.1 (july), pp.109-15.
- OLDFIELD, R. C., 1971, “The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory”, *Neuropsychologia*, v. 9, n. 1 (Mar), pp. 97-113.
- ORIZIO, C., 1993, “Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies”, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v. 21, n. 3, pp. 201-243.
- ORIZIO, C., 2004, “Surface Mechanomyogram”. In: Merletti, R., & Parker, P., (eds), *Electromyography, Engineering, and Noninvasive Applications*, 1 ed., chapter 11, New Jersey, USA, John Wiley & Sons Incorporation.
- ORIZIO, C., LIBERATI, D., LOCATELLI, C., *et al.*, 1996, “Surface Mechanomyogram Reflects Muscle Fibres Twitches Summation”, *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 4 (Abril), pp. 475 – 481.

- ORIZIO, C., PERINI, R., DIEMONT, B., et al., 1990, "Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii", *Journal of Applied Physiology*, v. 68, n. 2 (Feb), pp. 508-512.
- OSTER, G., JAFE, J. S., 1980, "Low frequency sounds from sustained contractions of human skeletal muscle", *Biophysical Journal*, v. 30, n. 1 (April), pp. 119-128.
- OSTER, G., 1984, "Muscle Sounds", *Scientific American*, v. 250, n. 3 (mar), pp. 80-88.
- PETTE, D., 1998, "Training effects on the contractile apparatus", *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 162, n. 3 (Mar), pp. 367-376.
- PETTE, D., 2001, "Historical Perspectives: plasticity of mammalian skeletal muscle", *Journal of Applied Physiology*, v. 90, n. 3 (Mar), pp. 1119-1124.
- RAILKOVA, R., CELICHOWSKI, J., et al., 2007, "Modeling of summation of individual twitches into unfused tetanus for various types of rat motor units", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, n. 2 (Apr), pp. 121-130.
- RALL, W., 1987, "Neuron, cable properties." In: Adleman, G., Barry, H., (eds), *Encyclopedia of Neuroscience*, ed 3, chapter 2, Boston, USA, Birkhauser.
- RYAN, E. D., CRAMER J. T., HOUSH, T. J., et al., 2007, "Inter-individual variability in the torque-related patterns of responses for mechanomyographic amplitude and mean power frequency", *Journal of Neuroscience Methods*, v. 161, n. 2 (Apr), pp. 212-219.



- RYAN, E. D., CRAMER J. T., ALISON, D., et al. 2008, "Time and frequency domain responses of the mechanomyogram and electromyogram during isometric ramp contractions: a comparison of the short-time Fourier and continuous wavelet transforms", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 1 (Feb), pp. 54-67.
- SANTO, F. D., GELLI, F., SCHMIED, A., et al., 2006, "Motor unit synchronous firing as revealed by determinism of surface myoelectric signal", *Journal of Neuroscience Methods*, v. 155, n. 1 (july), pp. 116-121.
- SIMONEAU, J. A., BOUCHARD, C., 1989, "Human variation in skeletal muscle fiber- type proportion and enzyme activities", *American Journal Physiology*, v. 257, n. 4 (Oct), pp. E567-E572.
- SIMONEAU, J. A., BOUCHARD, E. C., 1995, "Genetic determinism of fiber type proportion in human skeletal muscle". *Faseb Journal*, v. 9, n. 11 (Aug), pp. 1091- 1095.
- STARON, R. S., KARAPONDO, D. L., KRAEMER, A. C., et al. 1994, "Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy-resistance training in men and women", *Journal of Applied Physiology*, v.76, n. 3 (Mar), pp.1247-1255.
- STARON, R. S., LEONARDI, M. J., KARAPONDO, E.S., et al., 1991, "Strength and skeletal muscle adaptations in heavy-resistance-trained women after detraining and retraining", *Journal of Applied Physiology*, v. 70, n. 2 (Feb), pp. 631-640.
- SHINORARA, M., SOGAARD, K., 2006, "Mechanomyography for Studying Force Flutuations and Muscle Fatigue", *Exercise and Sports Sciences Rewiews*, v. 34, n. 2, pp. 59-64.

- STOKES, M. J., DALTON, P. A., 1991, "Acoustic myographic activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle", *Journal of the Neurological Sciences*, v. 101, n. 2 (Feb), pp. 163-167.
- SMITH, K. L., WEISS, L. E., LEHMKUHL, D. L., 1999, *Cinesiologia Clínica de Brunstom*. 1 ed. São Paulo, Manole.
- SODEBERG, G. L., COOK, T. M., 1984, "Electromyography in Biomechanics" *Physical Therapy*, v. 64, n. 12 (Dez.), pp. 1813-1820.
- TRAPPE, S., WILLIAMSON, D., GODARD, M., *et al.* 2000, "Effect of resistance training on single muscle fiber contractile function in older men", *Journal of Applied Physiology*, v. 89, n. 1 (Jul), pp. 143-152.
- VAZ, M. A., 1996, *Mechanism of Muscle Vibrations during Stimulated and Voluntary Isometric Contractions of Mammalian Skeletal Muscles*. D.Sc. Dissertation, University of Calgary, Calgary, Alberta, CA.
- WATAKABE, M., MITA, K., AKATAKI, K., *et al.* 2003, "Reliability of the mechanomyogram detected with an accelerometer during voluntary contractions". *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 41, n. 2 (Mar), pp. 198-202.
- WOLLASTON, W. H., 1810, "On The duration of muscle action", In: *Philosophical Transactions*, v. 100, *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, Royal Society of London, pp. 1-5.
- WEBSTER, J. G., 1978, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 3 ed. Nova Iorque, John Wiley & Sons.

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

YOSHITAKE, Y., MORITANI, M., 1999, “The muscle sounds properties of different muscle fibers type during voluntary and eletrically induced contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 3 (august), pp. 209-207.

YOSHITAKE, Y., SHINORARA, M., HIDETOSHI, UE., et al., 2002, “Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans”, *Journal of Applied Phisyiology*, v. 93, n. 5 (November), pp. 1744-1752.

YOSHITAKE, Y., KAWAKAMI, Y., KANEHISA, H., et al., 2005, “Surface Mechanomyogram Reflects Length in Fascicles of Human Skeletal muscles”, *International Journal of Sports and Health Sciences*, v. 3, n. Special Issue 2005 (Mar), pp. 280-285.

## ANEXO A

### Anamnese

Número:

Nome do Arquivo:

Data:

#### 1) Dados Pessoais

Nome:

e-mail:

Tel:

Período:

#### 2) Dados Físicos

Estatura:

Peso:

Idade:

#### 3) Pratica alguma atividade física?

( ) SIM

( ) NÃO

▪ Qual? \_\_\_\_\_

▪ Já praticou? \_\_\_\_\_

▪ Frequência Semanal: \_\_\_\_\_

▪ Qual? \_\_\_\_\_

▪ Duração da Sessão: \_\_\_\_\_

▪ Por quanto tempo? \_\_\_\_\_

▪ Quando praticou pela última vez?

▪ Há quanto tempo parou? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

▪ Há quanto tempo pratica?

\_\_\_\_\_

#### 4) Dados Clínicos:

Você bebe?

Qual a frequência semanal?

Você fuma?

Qual a frequência diária?

Utiliza drogas?

Qual a frequência semanal?

Utiliza algum medicamento?

Qual?

Apresenta distúrbio neurológico?

Qual?

Apresenta problema ósteo-mio-articular?

Qual?

**5) Observações gerais do teste:**

## ANEXO B

### **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

Eu, \_\_\_\_\_, voluntariamente, consinto em participar de uma pesquisa sobre parâmetros dos sinais de mecanomiografia e eletromiografia em músculos com diferentes composições de fibras, no Laboratório de Instrumentação Biomédica PEB/COPPE/UFRJ.

**O experimento, que tem duração aproximada de 1 hora e 30 minutos, consistirá do registro das atividades elétrica (eletromiográfica) e mecânica (mecanomiográfica) dos músculos bíceps braquial, sóleo e gastrocnêmio (porção medial), todos do lado direito do corpo. Esse registro se realizará através de três eletrodos de superfície e de um acelerômetro, todos constituindo sensores não-invasivos, colocados sobre a região ventral dos músculos a serem avaliados, que estarão em contrações do tipo isométricas (sem produção de movimento). Pelo fato do experimento constar com um teste de força de carga máxima, estou ciente sobre o possível desconforto que poderei sentir durante ou logo após a sua realização. Portanto, será imprescindível avisar o experimentador caso isso aconteça, ou mesmo, qualquer outra alteração, como enjoos, vertigens, etc. Neste sentido, posso interrompê-la a qualquer momento, sem que isso me proporcione prejuízos de qualquer natureza.**

**Anteriormente ao teste, far-se-ão medidas antropométricas como peso, estatura e distância entre o ombro e o cotovelo; e o joelho e o tornozelo, todos do lado direito. Além disso, estou ciente também que, através de uma lâmina descartável e sabão neutro, farão a retirada de pêlos e a limpeza da região onde serão fixados todos os sensores.**

**Para a realização do teste, devo seguir as seguintes recomendações: não ter feito refeição excessiva ou consumir bebida alcoólica previamente, assim como não ter feito nenhum exercício físico extenuante; não portar objetos como pulseiras, anéis, cordões ou relógios muito apertados; desligar celular. Estou ciente que devo preencher com a máxima sinceridade a ficha de anamnese,**

**relatando doenças pré-existentes, medicamentos em uso e informações sobre a prática de atividade física.**

*As informações a serem obtidas durante o estudo ficarão restritas a fins científicos, podendo ser apresentados ou publicados em reuniões e/ou publicações, tendo garantida a minha privacidade e não havendo, sob hipótese alguma, divulgação de meus dados pessoais. Estou ciente também que a participação neste estudo não resultará em ônus de qualquer espécie, mesmo em caso de desistência na minha participação.*

Li e compreendi estas informações, tomando ciência do objetivo do estudo, já discutido com o pesquisador. Se, a qualquer momento durante o teste, novas dúvidas e perguntas surgirem, disponho de total liberdade para me dirigir ao responsável pelo mesmo, o Professor Bruno Jotta da Costa, mestrando do Laboratório de Instrumentação Biomédica do PEB/COPPE/UFRJ, a fim de esclarecê-las. *Além disso, tenho direito garantido de não participar ou de desistir a qualquer momento de participar deste estudo, sem que isto implique em qualquer constrangimento futuro.*

Fica também garantido o meu acesso aos resultados encontrados através do contato direto com pesquisador responsável, seja pessoalmente ou pelos telefones 2562-8582 / 2562-8630 (Secretaria do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ), ou ainda, através do endereço eletrônico [bjotta@yahoo.com.br](mailto:bjotta@yahoo.com.br).

Tendo em vista minha contribuição para o andamento desta pesquisa, cujo objetivo é avaliar a sensibilidade dos métodos citados na monitoração dos mecanismos envolvidos com a manutenção da contração muscular sob condições de fadiga, declaro estar de acordo com os procedimentos do experimento.

Assinatura: \_\_\_\_\_

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