

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
DO MOVIMENTO HUMANO

**CARACTERÍSTICAS DO SINAL MECANOMIOGRÁFICO EM
ATLETAS VELOCISTAS, FUNDISTAS E INDIVÍDUOS
SEDENTÁRIOS**

CÍNTIA DE LA ROCHA FREITAS

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

**CARACTERÍSTICAS DO SINAL MECANOMIOGRÁFICO
EM ATLETAS VELOCISTAS, FUNDISTAS
E INDIVÍDUOS SEDENTÁRIOS**

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física da
Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito
parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do
Movimento Humano.

Porto Alegre, agosto de 2000.

AGRADECIMENTOS

Quero expressar minha gratidão a todos que colaboraram com esta pesquisa:

Ao meu orientador Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz, pela oportunidade de crescimento e pela confiança que depositou em mim.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos Stringhini Guimarães e ao Prof. Dr. Álvaro R. de Oliveira pelas idéias e críticas construtivas.

Ao Prof. Ms. Jefferson Fagundes Loss, pelo apoio em várias etapas da pesquisa.

Ao prof. Dr. Dilson Rassier pelo apoio na elaboração do projeto e no tratamento estatístico dos resultados, e ao Prof. Ms. Marcelo Cardoso pelo apoio no tratamento estatístico.

Aos professores membros da banca examinadora.

A todos os colegas do Grupo de Pesquisa em Cinesiologia e Biomecânica, pela amizade, paciência e apoio durante todas as fases do trabalho.

A todos os funcionários, colegas e amigos do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX), pelo carinho e colaboração durante a execução da pesquisa.

Ao Prof. Dr. Milton Zaro e aos alunos e funcionários do Laboratório de Medições Mecânicas da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), em especial aos Engenheiros Luciano Maciel da Silva, André Cervieri, André Schneider e Carlos Alberto K. Thomas pela assessoria durante várias fases da pesquisa.

Ao Prof. Pedro Toledo da ULBRA e ao Prof. Jorge Teixeira da SOGIPA, por autorizarem que seus atletas participassem da pesquisa.

Ao Prof. Eduardo Ramos e ao Presidente do CORPA (Associação do Corredores de Rua de Porto Alegre) Prof. Paulo Silva, pelo empenho em conseguir os atletas para a amostra.

A todos que se disponibilizaram a participar como sujeitos da pesquisa.

Aos amigos Alex Oliveira e Rafael Vieira pelo auxílio na coleta de dados e pela atenção dispensada durante a realização da pesquisa.

Ao Bolsista de Iniciação Científica Michel Brentano pelo apoio incondicional durante a realização da pesquisa.

Ao amigo e colega Gilberto Borges pela preocupação e companheirismo durante o Programa de Mestrado.

À minha mãe e ao meu irmão, pelo amor e pela presença constante em todos os momentos.

Ao meu pai, Cleide (*in memorian*), à minha mãe, Rose, e ao meu irmão, Régis.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Comportamento dos valores RMS nos diferentes percentuais de CVM, conforme descrito na hipótese 1. 38

FIGURA 2 – Comportamento dos valores RMS nas diferentes 39

freqüências de estimulação, conforme descrito na hipótese 2.

- FIGURA 3 – Comportamento da mediana da freqüência nos diferentes percentuais de CVM, conforme descrito na hipótese 3. 40
- FIGURA 4 – Comportamento da mediana da freqüência nas diferentes freqüências de estimulação, conforme descrito na hipótese 4. 41
- FIGURA 5 – Média dos valores RMS do sinal EMG dos fundistas, velocistas e indivíduos sedentários nos diferentes percentuais de CVM (10 a 100%). 53
- FIGURA 6 – Média dos valores de força normalizados dos fundistas, velocistas e sedentários, nas diferentes freqüências de estimulação (5 a 60 Hz). 53
- FIGURA 7 – Dados de força brutos representativos dos três grupos da amostra nas diferentes freqüências de estimulação (5 a 60 Hz). 54
- FIGURA 8 – Média dos valores RMS do sinal MMG dos fundistas, velocistas e sedentários, nos diferentes percentuais de CVM (10 a 100%). 56
- FIGURA 9 – Média da MDF do sinal MMG dos fundistas, velocistas e sedentários nos diferentes percentuais de CVM (10 a 100%). 56
- FIGURA 10 – Média dos valores RMS do sinal MMG dos fundistas, velocistas e sedentários, nas diferentes freqüências de estimulação (5 a 60 Hz). 59
- FIGURA 11 – Média dos valores RMS do sinal MMG dos fundistas, velocistas e sedentários, nas diferentes freqüências de estimulação (5 a 60 Hz). 59
- FIGURA 12 – Média da MDF do sinal MMG dos fundistas, velocistas e sedentários, nas diferentes freqüências de estimulação (5 a 60 Hz). 60
- FIGURA 13 – Sinais MMG brutos representativos dos três grupos (fundistas, velocistas e sedentários), nas diferentes freqüências de estimulação. 61
- FIGURA 14 – Sinais de força (acima) e os sinais MMG correspondentes (abaixo), representativos dos três grupos da amostra, em 62

diferentes frequências de estimulação (5 a 30 Hz).

LISTA DE ABREVIACOES

MMG – Mecanomiografia

VMG – Vibromiografia

EMG – Eletromiografia

CVM – Contração Voluntária Máxima

UM – Unidade Motora

MDF – Mediana da Freqüência

RMS – *Root Mean Square*

S – *Slow*

FF – *Fast Fatigable*

FR – *Fast Fatigue Resistant*

RESUMO

A mecanomiografia (MMG) foi utilizada para estudar o comportamento mecânico e fisiológico do músculo vasto lateral de atletas velocistas, de atletas fundistas e de indivíduos sedentários. Partindo-se do pressuposto que o músculo acima apresenta diferentes composições de fibras musculares nos

atletas velocistas e nos atletas fundistas, esperava-se que o sinal MMG produzido durante a contração fosse diferente entre esses dois grupos. A amostra foi constituída por 30 sujeitos (10 atletas velocistas, 10 atletas fundistas e 10 indivíduos sedentários), do sexo masculino (18 a 30 anos de idade) sem história de lesão ou doença neuromuscular. Os sujeitos foram submetidos a um teste de esforço voluntário e a um teste de contrações produzidas por meio de estimulação elétrica artificial. Paralelamente aos sinais MMG, foram também coletados os sinais eletromiográficos (EMG), através dos quais se verificou um crescimento na ativação elétrica do músculo vasto lateral dos três grupos da amostra, à medida que aumentou o nível de esforço voluntário. Os sinais MMG obtidos não apresentaram diferenças significativas entre os três grupos da amostra, tanto na sua magnitude quanto em seu conteúdo de frequência, na maior parte dos testes realizados. Esses resultados sugerem, ao contrário das idéias de alguns autores, que a MMG não é uma técnica que possibilite a fácil detecção do comportamento mecânico e fisiológico de músculos com diferentes percentuais de unidades motoras (UMs). Entretanto, verificou-se uma tendência no sentido de que as respostas dos sinais MMG do

músculo vasto lateral dos atletas fundistas são menores que aquelas dos velocistas e indivíduos sedentários.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate if mechanomyography (MMG) allowed for the detection of differences in the mechanical and physiological behavior of the vastus lateralis muscle of endurance athletes, speed runners and sedentary subjects. Assuming that the above muscle had different muscle fibers composition in the endurance athletes compared to the speed runners, it was expected that the MMG signal produced during muscle contraction was different in these two groups. The sample consisted of 30 male subjects (10 endurance athletes, 10 speed runners and 10 sedentary subjects) without any history of neuromuscular injury or disease. In the first set of tests, subjects performed different levels of voluntary effort, whereas in a second set of tests contractions were elicited with increasing frequencies of electrical stimulation of the femoral nerve. Simultaneously to the MMG signals, eletromyographic (EMG) signals were also obtained, allowing to verify vastus lateralis increasing muscle activation with

rising voluntary contractions, for three sample groups. The obtained MMG signals did not show a systematic difference among the three groups, neither in its magnitude, nor in its frequency component. Although the results point towards some tendencies in the behavior of the MMG signals in different athletes, differently from some authors' ideas, MMG is not a technique that allows for an easy detection of the mechanical and physiological behavior of muscles with different fiber type composition.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	i
DEDICATÓRIA	iii
LISTA DE FIGURAS	iv
LISTA DE ABREVIACÕES	vi
RESUMO	vii
ABSTRACT	ix
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	7
2.1 COMPORTAMENTO DAS UNIDADES MOTORAS RÁPIDAS E LENTAS	7
2.2 ALTERAÇÕES PRODUZIDAS EM FIBRAS MUSCULARES DEVIDO AO TREINAMENTO	12
2.3 ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS MECÂNICAS E FISIOLÓGICAS DO MÚSCULO ESQUELÉTICO ATRAVÉS DA MECANOMIOGRAFIA	17
2.4 UTILIZAÇÃO DA MECANOMIOGRAFIA PARA O ESTUDO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS DIFERENTES TIPOS DE UNIDADES MOTORAS	28
3. OBJETIVOS DO TRABALHO	34
3.1 OBJETIVO GERAL	34
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	35
4. HIPÓTESES	37
5. MATERIAIS E MÉTODOS	42
5.1 AMOSTRA	42
5.2 AQUISIÇÃO DE DADOS	43
5.2.1 Sinais MMG	43
5.2.2 Sinais EMG	43
5.2.3 Força	45
5.3 PROTOCOLO	46
5.4 ANÁLISE DE DADOS	49
5.5 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	51

6. RESULTADOS	52
7. DISCUSSÃO	63
7.1 ESFORÇO VOLUNTÁRIO	63
7.2 CONTRAÇÕES PRODUZIDAS POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA ARTIFICIAL	68
7.3 COMPORTAMENTO DO SINAL MECANOMIOGRÁFICO NOS INDIVÍDUOS SEDENTÁRIOS	71
7.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	72
8. CONCLUSÕES	75
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76
ANEXO 1	90
ANEXO 2	91
ANEXO 3	93

1. INTRODUÇÃO

Uma vibração mecânica é o movimento de um corpo que oscila em torno de uma posição de equilíbrio (Beer e Johnson, 1987). Esse movimento ou oscilação é geralmente produzido por uma “função causadora”, e depende das propriedades materiais do sistema. Quando esse movimento oscilatório atinge a superfície do sistema, ocorrem áreas de alta e baixa pressão devido ao deslocamento de moléculas do meio (ar, água) no qual o sistema está imerso (Bolton et al., 1989). Esse comportamento oscilatório das moléculas no meio em redor do sistema produz ondas sonoras (Serway e Faughn, 1985). Sendo assim, os termos “vibrações musculares” e “sons musculares” foram utilizados ao longo deste trabalho com o mesmo sentido.

Sempre que o músculo esquelético se contrai, ele produz sons/vibrações. Segundo Wollaston (1810), este fato foi descoberto há mais de três séculos por um padre chamado Grimaldi, em 1665. As primeiras investigações envolvendo os sons musculares foram realizadas de forma empírica (Wollaston, 1810; Herreoun e Yeo, 1885; Gordon e Houlbourn, 1948), principalmente devido à inexistência, na época, de recursos materiais apropriados para conduzir estudos que não fossem baseados na observação de fenômenos da natureza. Estes pioneiros utilizaram-se de equipamentos disponíveis na época, como estetoscópios rudimentares, para estudar esses sons/vibrações musculares

(Vaz,1996). De igual forma, esses pesquisadores tentaram estudar as características dos sinais sonoros por meio da comparação desses sons com fenômenos conhecidos da natureza.

Apesar das descrições incompletas dos mecanismos da produção do som muscular que podem ser encontradas em trabalhos do século passado, dois pontos fundamentais puderam, já há algum tempo, ser compreendidos: o som muscular estava relacionado com a atividade muscular, e a amplitude e frequência desse sinal tinham relação com as propriedades contráteis do músculo. Baseado nessas idéias, o estudo do som muscular evoluiu neste século, principalmente a partir de 1980, com o objetivo de esclarecer o seu verdadeiro papel na investigação da fisiologia muscular. Esta tarefa tornou-se possível pela disponibilidade de sensores eletrônicos e de técnicas computadorizadas de processamento do sinal. Em função disso, esses sons musculares produzidos por vibrações que originam-se no interior do músculo puderam ser medidos na superfície da pele por meio de acelerômetros (Lammert et al.,1976; Keidel e Keidel,1989; Zwarts e Keidel,1991; Barry,1992).

Diversas teorias foram propostas para explicar os mecanismos responsáveis pela produção de sons/vibrações musculares. No entanto, o mecanismo mais provável das vibrações musculares foi proposto recentemente por Vaz (1996), o qual apresentou hipóteses

para testar as diferentes teorias a respeito do mecanismo dessas vibrações. Das três teorias propostas (Teoria da Corda Vibrante, Teoria do Ciclo das Pontes Cruzadas e Teoria da Contração Tetânica Incompleta das Unidades Motoras), Vaz (1996) conclui que a Teoria da Contração Tetânica Incompleta das unidades motoras era aquela que melhor conseguia responder às hipóteses formuladas. Esta teoria fundamenta-se na idéia de que as unidades motoras (UMs) produzem tetania incompleta quando ativadas sob frequências inferiores a 20-30 Hz, para UMs de contração lenta (e.g. Mc Phedran et al., 1965) e inferiores a 40-60 Hz, para UMs de contração rápida (e.g. Burke et al., 1973; Wuerker et al., 1965). As flutuações de força, produzidas pela contração tetânica incompleta de UMs (entende-se aqui como contração tetânica incompleta aquela contração onde há a formação de um platô de força, mas onde ainda existem flutuações de força neste platô) foram, portanto, apontadas como responsáveis pela origem dos sons/vibrações musculares. A partir dos estudos de Lammert et al. (1976), de Orizio (1993) e de Vaz et al. (1996), foi estabelecido que o aumento do número de UMs ativadas (recrutadas) a baixas frequências de estimulação produz um aumento do sinal mecanomiográfico (MMG), enquanto um aumento na frequência de estimulação das UMs produz uma diminuição do sinal MMG.

As UMs têm sido classificadas em três tipos: unidades lentas, unidades rápidas fatigáveis e unidades rápidas e resistentes à fadiga. Essa classificação foi proposta a partir da determinação das características mecânicas e fisiológicas dos tipos de fibras musculares que compõem essas unidades (Burke,1981). Esses diferentes tipos de UMs apresentam, portanto, comportamentos mecânicos distintos, e a predominância de um tipo de UM dá ao músculo suas propriedades características em termos de comportamento mecânico (Binder e Mendell, 1990).

Diferentemente do sinal eletromiográfico (EMG), o qual representa a ativação elétrica do músculo esquelético (Basmajian e De Luca,1985), o sinal MMG tem sido associado ao comportamento mecânico do músculo (Anexo1; Stokes e Dalton, 1991; Stokes, 1993; Zwarts e Keidel, 1991; Cole e Barry, 1994). No entanto, evidências têm sido apresentadas demonstrando que existe uma forte relação entre os potenciais de ação de UMs e os sons/vibrações produzidos por estes potenciais de ação (Lammert et al.,1976; Orizio ,1993; Vaz et al.,1996). Se isso é verdade, então o sinal MMG deve estar associado tanto aos padrões de ativação das UMs do músculo, quanto às características mecânicas decorrentes da contração dessas UMs.

Uma revisão de literatura revelou que, aparentemente, apenas três trabalhos utilizaram a técnica da MMG para o estudo das propriedades mecânicas de músculos esqueléticos com diferentes percentuais de fibras musculares. Mealing e McCathy (1991) sugeriram que o espectro de potência do som muscular deve estar relacionado com a predominância do tipo de fibra muscular, ao comparar as características de frequência de um músculo com uma proporção elevada de fibras de contração lenta (sóleo) e de um músculo com uma larga proporção de fibras de contração rápida (orbicular). Marchetti et al. (1992) procuraram demonstrar que a MMG pode ser utilizada para reconhecer os músculos humanos rápidos e lentos, ao fazer um estudo comparativo entre os músculos sóleo e vasto lateral, por meio de estimulação elétrica artificial. Já Orizio e Veicsteinas (1992) apresentaram uma análise mecanomiográfica, durante contração voluntária máxima (CVM) dos extensores do joelho de velocistas e

corredores de longa distância até a exaustão. No entanto, em nenhum dos três trabalhos a MMG foi utilizada de forma sistemática para a avaliação do comportamento mecânico de músculos com diferentes percentuais de UMs, em contrações voluntárias máximas e submáximas e em contrações produzidas por estimulação elétrica artificial (onde se pode controlar a ativação elétrica do músculo). De igual forma a ativação elétrica do músculo não foi controlada através da EMG. Este último procedimento, segundo Stokes (1993), é válido pelo fato da EMG ser bem documentada na literatura, permitindo padronizar as condições sob as quais os sinais MMG estão sendo examinados, ou seja, qual o padrão de ativação elétrica das UMs em estudo.

Com base nessas idéias, este trabalho propôs-se a verificar se o sinal MMG era capaz de detectar o distinto comportamento mecânico do músculo vasto lateral de atletas velocistas, fundistas e de indivíduos sedentários, comprovando a enorme aplicabilidade da técnica da MMG no estudo da função muscular.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 COMPORTAMENTO DAS UNIDADES MOTORAS RÁPIDAS E LENTAS

O músculo esquelético é organizado em unidades motoras (UMs), e cada unidade é definida como o conjunto de fibras

musculares inervadas pelo mesmo motoneurônio (Herzog et al., 1994).

É bastante consistente a idéia de que o tipo de motoneurônio exerce grande influência na especialização da fibra muscular e nas características da unidade motora. Os mecanismos que determinam as características do motoneurônio permanecem desconhecidos, porém algumas observações na composição histoquímica sugerem uma forte influência genética (Burke, 1981).

Todas as UMs são homogêneas, ou seja, constituídas pelo mesmo tipo de fibra muscular. Isso faz com que a resposta ou o comportamento mecânico de uma UM seja determinado pelo tipo de fibra muscular que a constitui. Os músculos esqueléticos são compostos por diferentes percentuais de fibras musculares, sendo considerados, na sua maioria, como músculos mistos. No entanto, a predominância de um tipo de fibra ou de UM determina as características mecânicas e fisiológicas do músculo (Binder e Mendell, 1990).

O tamanho das UMs varia tanto de um músculo para o outro, como também em um mesmo músculo. Uma pequena UM de um pequeno músculo, requerendo um controle extremamente fino, constitui-se de poucas fibras musculares, enquanto que uma UM de

um grande músculo esquelético pode conter mais do que duas mil fibras musculares individuais (Basmajian e De Luca, 1985). Quando um motoneurônio é estimulado o suficiente para produzir contração, todas as fibras da unidade motora contraem-se (Herzog et al., 1994).

Além das distinções de tamanho, as UMs de um dado músculo diferenciam-se, também, por suas características contráteis. As diferenças no tempo de contração refletem diferenças nas características contráteis e biomecânicas das fibras musculares de diferentes UMs. As pequenas UMs tendem a ser compostas por fibras de contração lenta, e as grandes unidades, por fibras de contração rápida (McPhedran et al., 1965; Wuerker et al., 1965).

Segundo Burke (1981), as UMs são classificadas fisiologicamente em três grupos, de acordo com o tempo que suas fibras levam para atingir o pico da força (ponto mais alto de uma curva de força x tempo) durante a contração e conforme seu limiar de fadiga (tempo que as fibras levam para iniciarem o processo de fadiga muscular, o qual pode ser definido como o decréscimo na resposta de força de uma UM, geralmente resultante de uma ativação repetida). No primeiro grupo, encontram-se as UMs chamadas rápidas fatigáveis (*Fast Fatigable - FF*), as quais se contraem e relaxam rapidamente, porém entram rapidamente em fadiga quando estimuladas

repetidamente. O segundo grupo é composto pelas UMs lentas (*Slow - S*), as quais têm um tempo de contração muito mais longo e são altamente resistentes à fadiga. No terceiro grupo, estão as chamadas unidades rápidas e resistentes à fadiga (*Fast Fatigue Resistant - FR*), as quais possuem propriedades intermediárias entre os dois tipos de unidades citados anteriormente. Estas UMs apresentam o tempo de contração um pouco maior do que as unidades rápidas fatigáveis e são bem mais resistentes à fadiga do que essas últimas (Kandel et al., 1991).

Os três tipos de UMs variam substancialmente quanto à capacidade de produção de força. As unidades rápidas fatigáveis podem produzir até cem vezes mais força do que as unidades lentas. As diferenças na força gerada ocorrem principalmente devido a dois fatores: (1) o grau de inervação é maior e (2) as áreas das secções transversas das fibras musculares individuais são maiores nas fibras das UMs rápidas fatigáveis e menores nas fibras das unidades lentas. O grau de inervação corresponde ao número de fibras inervadas por um único motoneurônio, e varia consideravelmente de um músculo para outro, sendo inversamente proporcional ao tamanho do músculo. Nos músculos extraoculares humanos, que são muito pequenos, o grau de inervação é em torno de 10 (dez fibras musculares inervadas por um motoneurônio); nos músculos das mãos, que já são maiores,

o grau de inervação é 100; e no grande músculo gastrocnêmio, situa-se ao redor de 2000. Um baixo grau de inervação indica uma capacidade maior de precisão de força muscular (Kandel et al., 1991). Já as áreas de secções transversas das fibras musculares referem-se ao diâmetro dessas fibras, e logo, à quantidade de material contrátil nelas presente. A força muscular é, então, proporcional à área de secção transversa da fibra, ou seja, quanto maior esta área, maior a capacidade de produção de força (Lieber, 1992).

Outro aspecto de fundamental importância é o recrutamento das UMs que, segundo Burke (1981), é definido como o processo, através do qual, cada UM é ativada para produzir um certo grau (intensidade de força) e tipo de contração muscular (isométrica, isotônica ou isocinética). Segundo Hennemann (1965), os motoneurônios são ativados numa ordem crescente de tamanho (Princípio da Tamanho). Segundo esse Princípio, durante contrações isométricas os estímulos mais fracos recrutam as UMs lentas, as quais geram menor quantidade de força e são mais resistentes à fadiga. As unidades rápidas e resistentes à fadiga (intermediárias) são recrutadas a seguir, seguidas pelas unidades rápidas fatigáveis. Este recrutamento ordenado simplifica a tarefa de gradação de força por parte do sistema nervoso central (Kandel, 1991).

Esta ordem de recrutamento ocorre tanto nas contrações produzidas por um estiramento reflexo, como nas contrações voluntárias. A descoberta de que as UMs são recrutadas de acordo com o Princípio do Tamanho (Hennemann, 1965), tem sido confirmada por vários experimentos tanto com animais (Fedde et al., 1969; Mai et al., 1970; Faden e Zajac, 1977; Faden, 1978; Zajac e Faden, 1979) quanto com seres humanos (Buchthal e Schmalbruch, 1970; Person e Kudina, 1972; Milner-Brown et al., 1973; Gydikov e Kosarov, 1974; Desmedt e Godaux, 1977; Monster; 1979).

No entanto, essa ordem de recrutamento só é válida para as UMs lentas e para as contrações voluntárias isométricas. Sendo assim, foi proposta uma nova definição para o Princípio do Tamanho, que coloca que as UMs de uma junção mioneural são recrutadas de acordo com as propriedades geradoras de força de suas unidades musculares (Binder e Mendell, 1990).

2.2 ALTERAÇÕES PRODUZIDAS EM FIBRAS MUSCULARES

DEVIDO AO TREINAMENTO

Apesar de serem inúmeros os trabalhos sobre o assunto, ainda não há um consenso a respeito dos fatores responsáveis pela determinação do percentual predominante de fibras musculares em músculos esqueléticos em seres humanos. No entanto, a atividade

física sistemática parece produzir adaptações no sistema músculo-esquelético que podem alterar o seu comportamento mecânico.

Os efeitos produzidos nas fibras musculares através do exercício dependem, principalmente, da natureza e duração desta atividade física (Burke e Edgerton, 1975; Edgerton, 1978; Holloszy e Booth, 1976; Peter, 1971 e Saltin et al., 1976). Estudos em grupos de fibras musculares em atletas treinados através de atividades físicas variadas, sugerem a ocorrência de adaptações metabólicas apropriadas nas quais, por exemplo, os músculos das pernas de corredores de distância tendem a ter uma larga proporção de fibras altamente oxidativas (tanto as fibras lentas quanto as rápidas; Costill et al., 1976; Jansson e Kaijser, 1977; Prince et al., 1976). Já uma tendência contrária é mostrada em biópsias de halterofilistas (Prince et al., 1976). A interpretação para tais resultados é, no entanto, complicada devido à grande variedade nas proporções dos tipos de fibras em seres humanos, independente do treinamento (Johnson et al., 1973) e nos quais a influência genética parece ser fator predominante. Tal influência parece ser responsável pelo sucesso em determinadas performances atléticas (Burke, 1981).

No entanto, evidências de que a contratilidade característica e as propriedades metabólicas são determinadas pelo padrão de atividade imposto sobre um músculo podem ser encontradas na

literatura, (Salmons & Vrbová, 1969; Vrbová, 1966; Pette et al., 1973). Esse padrão de atividade irá depender da frequência na qual o músculo é levado a se contrair e, provavelmente, do tempo em que terá de sustentar a atividade.

Existe uma resposta específica nas fibras de contração rápida e lenta com relação às alterações bioquímicas induzidas pelo treinamento. Porém, de acordo com as evidências disponíveis, não existe nenhuma interconversão de fibras de contração rápida em fibras de contração lenta (e vice-versa) como resultado de treinamento físico (Eriksson et al., 1973; Gollnick et al., 1973 e Saltin et al., 1976) .

De acordo com Vrbová (1979), argumenta-se, geralmente, que a composição relativa das fibras no músculo não é alterada pelo treinamento. Todavia, a evidência para esse argumento, segundo o autor, é confusa, e é fornecida por resultados de experimentos com animais submetidos a treinamento físico, que nem sempre podem ser aplicáveis para treinamento em humanos. A motivação é um fator muito importante no treinamento e poderia influenciar o recrutamento de unidades motoras durante um movimento voluntário. Motivar os animais a desenvolverem um exercício, no entanto, envolve uma série de dificuldades (Vrbová, 1979).

Ao comparar a área de secção transversa de um músculo, obtida a partir de regiões similares do quadríceps de dois atletas (um maratonista e um halterofilista), Vrbová (1979) destaca que o percentual predominante de fibras nos dois músculos é muito diferente, indicando que isto pode ter sido influenciado pelo treinamento. Entretanto, poderia ser ainda argumentado que tipos particulares de indivíduos têm uma predominância de fibras musculares do tipo I (contração rápida) ou do tipo II (contração lenta), mesmo antes de começarem a treinar. Gunn (1978) acrescenta que, em animais que são atletas naturais como os cavalos de corrida, a composição das fibras musculares já é diferente antes deles começarem a correr. Logo, de acordo com Vrbová (1979), há, provavelmente, uma predisposição inerente de indivíduos para um tipo particular de atividade, e o treinamento vem, então, apenas a desenvolver esses talentos naturais.

No mínimo, cinco diferentes estudos com treinamento físico dão suporte para a idéia de que o exercício regular ou a atividade habitual influenciam a composição de fibras de um músculo (Howald et al., 1985; Sale et al., 1990; Simoneau et al., 1995; Simoneau et al., 1986 e Staron et al., 1994). Apesar dessas alterações serem modestas, esses resultados levam a crer que a proporção das fibras lentas do

músculo esquelético podem ser modificadas em resposta ao treinamento físico.

No estudo de Simoneau et al. (1985), por exemplo, envolvendo 34 sujeitos sedentários (n=24 no grupo experimental e n=10 sujeitos no grupo controle) mostrou que o treinamento intensivo e regular, realizado durante 15 semanas, provocou um aumento significativo na proporção das fibras lentas do músculo vasto lateral (de $41\% \pm 11$ para $47\% \pm 11$; $p < 0,01$), enquanto nenhuma diferença significativa foi observada no grupo controle (de $47\% \pm 6$ para $48\% \pm 13$; $p > 0,05$). Em um experimento subsequente, Simoneau et al. (1986) submeteram outros 26 sujeitos sedentários ao mesmo programa de treinamento do estudo anterior (Simoneau et al., 1985), e também observaram diferenças significativas na proporção das fibras lentas do músculo vasto lateral (de $47\% \pm 14$ para $55\% \pm 17$; $p < 0,01$).

Em concordância com essas idéias, está a observação de que a proporção de fibras lentas do músculo vasto lateral de um esquiador "cross-country" alterou-se de 81% para 58% após 6 semanas de imobilização causada por uma cirurgia no joelho, e retornou para 86% após um programa de treinamento físico intenso e apropriado (Häggmark et al., 1986). Todos os estudos acima utilizaram a biópsia muscular para a determinação do percentual de fibras dos músculos em estudo.

Simoneau e Bouchard (1995) reforçam a idéia de muitos estudos que têm revelado que a distribuição dos tipos de fibras musculares é completamente heterogênea entre os seres humanos. Ainda é um assunto de debate se essas diferenças individuais são determinadas geneticamente ou se são resultantes do tipo de atividade física executada. Um trabalho de revisão dos autores acima sugerem que: (a) uma fração (em torno de 15%) da variância total na proporção das fibras musculares lentas em seres humanos é explicada por um componente de erro relativo às amostras do músculo ou pela diferença existente entre as técnicas utilizadas na detecção do percentual de fibras; (b) em torno de 40% da variância é influenciada por fatores ambientais; e (c) a parte restante da variância (em torno de 45%) está associada a fatores genéticos.

Se essas estimativas forem corretas, a diferença de aproximadamente 55% nas fibras lentas entre indivíduos pode ser explicada exclusivamente por diferenças nos fatores ambientais e no nível de atividade muscular contrátil.

2.3 ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS MECÂNICAS E FISIOLÓGICAS DO MÚSCULO ESQUELÉTICO ATRAVÉS DA MECANOMIOGRAFIA

Segundo Orizio (1993), a aplicação da técnica da MMG em medicina do esporte pode fornecer informações a respeito dos tipos de fibras musculares. Esse autor sugere que, uma vez que o componente de frequência altera-se em direção às frequências mais altas ou mais baixas, ao serem estudados músculos com prevalência de fibras rápidas ou lentas, respectivamente, deve existir uma relação entre a frequência do sinal MMG e as características elétricas e mecânicas das UMs geradoras do sinal. De fato, segundo Mealing e McCathy (1991) a frequência dominante do som muscular foi maior no músculo orbicular (ao redor de 22 Hz) do que no sóleo (ao redor de 11 Hz), num protocolo de contrações voluntárias máximas (CVM). No estudo de Marchetti et al. (1992), a estimulação direta do vasto lateral e do sóleo (pulsos singulares que foram gradualmente aumentados até ser alcançada a resposta mecânica isométrica) resultou em picos do sinal MMG, com tempo para o pico e com a mediana da frequência (MDF) estatisticamente diferentes para o vasto lateral (de 39 a 55 ms; de 5,34 a 6,26 Hz) e para o sóleo (de 99 a 115 ms; de 3,74 a 4,70 Hz).

Essa descoberta sobre a relação entre o tipo de fibra muscular e as propriedades do sinal MMG foi confirmada através da comparação dos dados do músculo vasto lateral de velocistas, de corredores de fundo e de sedentários, durante contrações voluntárias máximas (CVM) até a exaustão (Orizio e Veicsteinas, 1992), fortalecendo a idéia de que as propriedades do sinal MMG são influenciadas pela razão entre a área de UMs de contração rápida e de unidades motoras de contração lenta (Orizio, 1993).

Diversos trabalhos na literatura reportam a existência de uma relação linear entre os sinais MMG e a resposta de força. Entretanto, existem controvérsias, uma vez que alguns autores verificaram essa relação linear entre os sinais MMG e a força muscular, e outros, por sua vez, encontraram uma relação inversa entre estas variáveis.

Segundo Stokes (1993), a técnica da MMG é potencialmente utilizada como indicadora de força, porém nem sempre reflete a força. A relação entre a MMG e a força parece variar entre diferentes músculos, tipos de ação muscular e estados de fadiga. A autora acrescenta que as mudanças nos sinais MMG, durante a atividade, são dependentes da força de contração, e das diferentes estratégias de recrutamento que são utilizadas para manter os diferentes níveis de força. Contrações de pouca força são principalmente controladas pelas UMs lentas (Freund, 1983). O aumento do sinal MMG, nos

níveis reduzidos de força, pode estar associado tanto ao recrutamento tardio das fibras rápidas de grande diâmetro, como pela fadiga que venha a atingir as fibras menores, lentas e mais profundas. O recrutamento das fibras rápidas maiores pode causar um maior movimento lateral do músculo, aumentando, assim, a amplitude do sinal MMG (Goldenberg et al., 1991).

A respeito desta relação entre as vibrações musculares e o esforço voluntário, Lammert et al. (1976) mostraram que o valor RMS do sinal MMG, em função do esforço voluntário, foi diferente para músculos distintos (i.e. para o reto femoral e o bíceps braquial) e para o mesmo músculo entre sujeitos com diferentes percentuais de fibras musculares. Sujeitos com um elevado percentual de fibras de contração rápida no músculo vasto lateral mostraram um aumento considerável nos valores RMS do sinal MMG de 10 a 60% da CVM, enquanto que esses valores permaneceram constantes de 60 a 100% da CVM. Entretanto, os sujeitos com uma maior composição de fibras de contração lenta mostraram um aumento quase linear para a relação entre os valores RMS do

sinal MMG e o esforço voluntário, de 50 a 100% da CVM, enquanto que os valores RMS do sinal permaneceram praticamente constantes de 10 a 50% da CVM. Este estudo, no entanto, apresentou duas limitações importantes: uma delas foi que a distribuição dos tipos de fibras foi calculado a partir de amostras do músculo vasto lateral e os testes, por sua vez, foram realizados com o músculo reto femoral; a outra limitação foi o tamanho reduzido da amostra (2 sujeitos em cada grupo com diferentes percentuais de fibras de contração rápida e lenta) que impediu a generalização dos resultados.

A redução dos sinais MMG a 50% da contração isométrica máxima foi explicada por Goldenberg et al. (1991), como sendo causada pela fadiga das fibras rápidas (tipo II) e pelo aumento na frequência de ativação das fibras lentas (tipo I) para manter a força. A relação inversa entre a MMG e a força sob níveis de contração elevados (à medida que aumenta a força, ocorre redução na amplitude do sinal MMG) é sugerida como uma consequência da contração muscular das fibras rápidas que cessa durante a fadiga, e pela incapacidade das fibras lentas de serem ativadas sob níveis elevados de força (Goldenberg et al., 1991).

Orizio et al. (1989), em seu estudo envolvendo contrações voluntárias do músculo bíceps braquial, verificou que a atividade MMG aumentou linearmente até 80% da CVM e sofreu uma leve redução após este nível de esforço. A razão para esta relação parabólica ainda não está clara. Porém, os autores supõem que ela deva ocorrer devido ao movimento reduzido das fibras musculares durante contrações fortes, quando qualquer aumento na força e na IEMG (EMG integrado) deva ser produzido por um aumento na frequência de disparo das UMs, e não pelo recrutamento de UMs.

Num estudo com os músculos eretores da espinha, em seres humanos (Stokes et al., 1988), a atividade MMG aumentou até a força máxima; entretanto, esta relação foi quadrática (i. e. os aumentos na MMG e na força não foram proporcionais ao longo da escala dos valores)

Contradizendo as idéias citadas acima, diversos autores apresentam evidências de que os sons/vibrações musculares estão linearmente relacionados com a produção de força (Barry, 1992; Cole e Barry, 1994; Oster e Jaffe, 1980; Stokes e Dalton, 1991b; Stokes e Cooper, 1992; Zwarts e Keidel, 1991; Zhang, 1992; Orizio e Veicsteinas, 1992; Shinohara et al., 1995). No entanto, esta afirmação não parece ter suporte para os sinais vibratórios gerados a partir de estimulação elétrica artificial (Vaz, 1996; Orizio et al., 1999), ou mesmo

para contrações voluntárias (Orizio, 1989). Pode ser que a relação linear sugerida entre os sons musculares e a força exista durante contrações voluntárias, quando somente o sinal MMG inicial transitório, que coincide com o aumento da força é considerado (como demonstrado por estudos *in-vitro*; Cole e Barry, 1994), ou quando outros processos fisiológicos como a fadiga e/ou o tremor muscular estão envolvidos nos sinais observados (Barry et al., 1985; Oster e Jaffe, 1980; Zwarts e Keidel, 1991).

Opondo-se às idéias de Lammert et al. (1976) de que os sons musculares são diferentes em cada músculo, Oster e Jaffe (1980) detectaram os sons de vários músculos esqueléticos humanos (bíceps braquial, deltóide, peitoral maior, gastrocnêmio, oblíquo externo e glúteo máximo) durante diferentes tarefas e propuseram uma relação linear entre a amplitude do som muscular e a força produzida em diferentes músculos.

No músculo bíceps braquial, estudos demonstraram que a elevação do nível de esforço voluntário produziu um aumento linear no sinal MMG (Oster e Jaffe, 1980; Barry et al., 1985).

Da mesma forma, Stokes e Dalton (1991), num trabalho utilizando o músculo quadríceps em humanos, observaram uma

relação linear entre força e IMM (MMG integrada) ao longo da escala de força, até os valores máximos.

Shinohara et al. (1995), por meio de um estudo da MMG do músculo quadríceps, durante uma elevação da carga no cicloergômetro, também acharam uma relação linear entre a MMG e o incremento da carga aplicada durante o teste no cicloergômetro.

Barry et al. (1985) e Stokes e Dalton (1990) acreditam que, caso a MMG aumente linearmente com a força, ela pode ser considerada uma medida acurada de produção de força do músculo, além de indicar a sua ativação elétrica.

De acordo com vários experimentos, o comportamento do sinal MMG durante contrações produzidas por estimulação elétrica artificial, difere-se do seu comportamento durante as contrações voluntárias.

Segundo Stokes (1993), o sinal acústico produzido pelo músculo, durante uma contração não reflete os aumentos de força durante contração elétrica estimulada, visto que ele sofre uma redução, ocorrendo o contrário do que se observa durante contrações voluntárias. A razão para a redução do sinal acústico à medida que aumenta a frequência de estimulação é que as oscilações musculares também diminuem.

Barry (1987) utilizou um hidrofone (equipamento utilizado para medir as vibrações musculares debaixo da água) para registrar sinais sonoros provocados por estimulação elétrica do músculo gastrocnêmio do sapo, numa preparação muscular *in vitro*, e observou que sinais sonoros distintos estavam associados com pulsos de estimulação (a) quando a contração era produzida através de uma freqüência de estimulação de 5 Hz (considerando que um único sinal sonoro foi verificado em contrações singulares - *twiches*), ou (b) quando a contração tetânica foi completa, produzida por uma freqüência de estimulação de 100Hz.

Frangioni et al. (1987), utilizando o mesmo músculo e uma estrutura experimental semelhante à de Barry (1987), encontrou alguns resultados também parecidos com os desse autor. Ele observou que (a) havia um sinal sonoro associado a uma única contração (*twitch*), o qual sempre iniciava após o estímulo elétrico e antes da tensão começar a subir; (b) o desenvolvimento inicial da força provocava um sinal típico de uma contração única (*twitch*), tanto durante contração tetânica incompleta (freqüência de estimulação de 10 Hz), quanto durante contração tetânica completa (freqüência de estimulação de 30 Hz); (c) não houve qualquer sinal sonoro produzido durante o platô de tetania completa; (d) os sons musculares produzidos por contrações tetânicas incompletas, que acompanhavam

o desenvolvimento da força, apresentavam uma amplitude maior no início da produção de força, e essa amplitude sofria uma redução à medida que a força aumentava.

Stokes e Cooper (1992), ao estudarem a relação existente entre força, EMG e VMG (vibromiografia) para contrações voluntárias e contrações produzidas eletricamente, do músculo adutor maior do polegar, também mostraram que (a) o aumento da frequência de estimulação era responsável pela redução na amplitude do sinal VMG; (b) o comportamento dos valores RMS da VMG integrada assemelhou-se ao comportamento das oscilações de força produzidas por estimulação elétrica; (c) a frequência do sinal VMG equiparou-se à frequência de estimulação utilizada. Baseados nos resultados desse estudo, os autores acima sugeriram que as semelhanças entre o sinal VMG e as flutuações de força indicavam que as características (i. e. amplitude, frequência e formato da onda) do sinal VMG eram determinados pela maneira através da qual o músculo era ativado.

Em um estudo *in situ* sobre o mecanismo das vibrações musculares provocadas por estimulação elétrica artificial no músculo sóleo do gato, Vaz et al. (1996) verificaram que: (a) houve uma redução dos valores RMS do sinal MMG e um aumento da MDF (mediana da frequência) deste sinal com crescentes frequências de estimulação; (b) cada pulso de estímulo produziu um sinal vibratório

distinto durante contração tetânica incompleta (4-12 Hz); (c) nenhum sinal vibratório foi observado em repouso e durante tetania completa (16-20 Hz); e (d) os valores RMS e a MDF do sinal MMG decresceram a partir dos níveis máximos para os níveis submáximos de estimulação, em determinadas frequências de estimulação que produziam contrações tetânicas completas. Os resultados encontrados neste estudo foram distintos dos dados obtidos a partir dos músculos *in vivo*, com estimulação elétrica, os quais mostraram que a frequência do sinal vibratório igualou-se à frequência de estimulação usada (Stokes e Cooper, 1992), ou que as principais frequências do sinal MMG foram de 2 e 13 Hz (Bolton et al., 1989). As elevadas frequências registradas no estudo de Vaz et al. (1996), ao serem comparadas com outros estudos *in vivo*, podem estar associadas com a pele e com o tecido adiposo presentes nestes estudos, os quais podem atenuar o sinal MMG, reduzindo suas frequências (Barry e Cole, 1988). Outro fator importante que pode ter influenciado esta diferença de frequências no sinal MMG do estudo de Vaz et al. (1996) foi a utilização de protocolo com estimulação elétrica não-periódica para gerar as contrações artificialmente. Conseqüentemente, as MDFs do sinal MMG foram menos influenciadas pela frequência média de estimulação do que seriam em protocolos onde a estimulação é periódica. (Zhang et al., 1994).

Orizio (1999), em um experimento que tentou mostrar a relação existente entre força e MMG, no músculo gastrocnêmio do gato, durante estimulação elétrica, obtiveram os seguintes resultados: (a) a oscilação do sinal de força dos sinais MMG diminuiu à medida que aumentou a frequência de estimulação; (b) o sinal MMG foi sempre mais precoce do que o sinal de força, ou seja, o efeito mecânico mais evidente do aumento do nível de ativação das UMs é primeiramente a deformação do músculo, seguida da produção de uma tensão consistente; (c) as pequenas alterações na força a baixos níveis de tensão estavam relacionadas com os grandes deslocamentos laterais do músculo.

Parece haver um consenso na literatura a respeito da redução do sinal MMG à medida que aumenta a frequência de estimulação.

2.4 UTILIZAÇÃO DA MECANOMIOGRAFIA PARA O ESTUDO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE MÚSCULOS COM DIFERENTES PERCENTUAIS DE FIBRAS MUSCULARES

Até o presente momento, apenas três trabalhos utilizaram a técnica da MMG para o estudo das propriedades mecânicas de músculos com diferentes percentuais de fibras.

Mealing e McCarthy (1991) tiveram como objetivo determinar as características de frequência do sinal MMG de dois músculos esqueléticos humanos. Esses autores utilizaram o músculo sóleo, o qual contém uma proporção elevada de fibras de contração lenta (tipo I) e o orbicular, com uma proporção maior de fibras de contração rápida (tipo II). Os sons musculares foram registrados a partir desse dois músculos em cinco sujeitos saudáveis, durante 6 segundos de contração isométrica. Todos os registros a partir do músculo sóleo dos sujeitos tiveram uma frequência predominante de 10.8 ± 3.1 Hz. Esta resposta contrasta-se com os registros do músculo orbicular, que exibiu um espectro de frequência aparentemente distinto do sóleo, com uma faixa de frequências mais elevadas (22 ± 5 Hz). Portanto, a frequência principal do sóleo localizou-se abaixo de 18 Hz, enquanto que a do orbicular encontrava-se numa faixa de frequência mais ampla, indo de 12 a 36 Hz. Os autores indicam, então, que o espectro de frequência do som muscular pode estar relacionado com a composição do tipo de fibra muscular e/ou com a média das frequências de disparo das UMs.

O trabalho de Marchetti et al. (1992), por sua vez, propôs-se a verificar se o som muscular poderia ser usado como um detector das propriedades contráteis (capacidade de produção de força) de músculos humanos individuais “in vivo”. Com o objetivo de investigar

esta hipótese, o músculo sóleo (contração lenta) e o músculo vasto lateral (contração rápida) foram estudados em indivíduos normais através de contrações provocadas por estimulação elétrica artificial. O sinal MMG foi analisado no domínio do tempo e da frequência. A duração dos sinais MMG obtidos a partir dos dois músculos foi significativamente diferente (maior no sóleo do que no vasto lateral), e esta diferença provavelmente ocorreu devido às distintas propriedades mecânicas dos músculos em questão. O espectro de frequência de todos os sinais foi obtido por meio de uma rotina de análise harmônica, levando em consideração a média da frequência. Os valores do espectro de frequência foram mais elevados para o músculo rápido do que para o lento. Estes resultados levaram os autores a concluir que a MMG analisada a partir de contrações provocadas eletricamente pode ser considerada como uma técnica não-invasiva e barata para detectar a velocidade intrínseca de contração do músculo esquelético humano.

Considerando que o músculo vasto lateral de atletas difere-se largamente quanto à composição de fibras e UMs de acordo com o esporte que praticam (Indar et al., 1981; Sadoyama et al., 1988; Tesh e Karlsson, 1985) e que o som muscular é gerado pelos movimentos laterais das fibras musculares das UMs recrutadas (Brozovich e Pollack, 1983; Gordon e Houlbourn, 1948), Orizio e Veicsteinas

(1992) realizaram um estudo com o objetivo de descrever as características do sinal MMG registrado a partir do músculo vasto lateral em atletas velocistas e corredores de longa distância, e em indivíduos sedentários, durante uma CVM até a exaustão dos músculos extensores do joelho.

Os resultados obtidos pelos autores foram que, nos velocistas, o tempo de esforço foi mais curto e a força produzida durante a CVM foi maior, ao mesmo tempo que a densidade e a frequência dos sinais MMG, no início da contração, foram mais altas do que nos sedentários e nos corredores de longa distância, respectivamente. No decorrer da contração sustentada até a exaustão, os valores RMS (índice relativo à densidade e amplitude do sinal MMG) mostraram uma clara redução somente nos velocistas e sedentários, enquanto o espectro de frequência MMG apresentou uma compressão em direção às baixas frequências. Os fenômenos registrados foram menos pronunciados nos corredores de longa distância do que nos velocistas e sedentários. Estes resultados, segundo os autores, podem ter ocorrido devido às diferenças na composição dos tipos de UMs no músculo vasto lateral dos indivíduos dos três grupos, sugerindo que as características do sinal MMG refletem o tipo de fibra predominante no músculo.

Os três trabalhos citados apresentam uma série de limitações, que impossibilitam generalizações dos resultados. Entre elas estão: (1) amostras pequenas (Mealing e McCathy, 1991; Marchetti et al., 1992); (2) o comportamento do sinal MMG foi estudado somente a partir da CVM dos músculos, ou seja, os sinais MMG não foram analisados em diferentes níveis de esforço voluntário (Mealing e McCathy, 1991; Orizio e Veicsteinas, 1992); (3) o comportamento do sinal MMG foi observado somente através de contrações produzidas por estimulação elétrica (Marchetti et al., 1992); e (4) não foi utilizada a EMG paralelamente à MMG, para analisar a ativação elétrica do músculo (Mealing e McCathy, 1991; Orizio e Veicsteinas, 1992).

Diversos trabalhos que utilizaram a técnica da MMG com os mais diferentes propósitos têm sido apresentados pela literatura. No entanto, a maior parte desses experimentos pioneiros foram realizados quando os mecanismos das vibrações musculares ainda não eram tão compreendidos como hoje, e o benefício completo do uso da MMG para estudar a contração muscular ficou bastante prejudicado, impedindo interpretações seguras dos resultados obtidos (Vaz, 1996).

De acordo com Orizio (1993), um amplo campo de pesquisa tem sido aberto pelos recentes estudos dos “sons musculares” e, a partir dos dados que se tem até o presente momento, pode-se esperar que

proveitosos resultados futuros sejam alcançados através do conhecimento dos aspectos fisiológicos e clínicos da atividade mecânica muscular, conduzindo a MMG a ser utilizada como ferramenta básica para testar as propriedades mecânicas do músculo (força e rigidez musculares, Stokes, 1993), assim como analisar o controle neuromotor (Hufschmidt et al., 1987). Nas ciências aplicadas, a MMG pode ser usada como uma ferramenta não-invasiva (Orizio, 1993) para monitorar a fadiga (Herzog et al., 1994), o processo de recuperação de pacientes pós-traumáticos e pós-cirúrgicos (McDonald et al., 1994; Witzmann et al., 1982), ou pacientes submetidos a programas de reabilitação do sistema neuromuscular devido a lesões e/ou doenças neuromusculares (Hufschmidt et al., 1987).

No entanto, não foi encontrado na literatura um estudo sistemático que tenha procurado investigar o comportamento do sinal MMG no domínio do tempo e da frequência, durante contrações voluntárias em diferentes níveis de esforço voluntário e em contrações produzidas por estimulação elétrica artificial. Tal estudo possibilitaria um conhecimento mais preciso da aplicabilidade da MMG no estudo das características mecânicas do músculo esquelético.

3. OBJETIVOS DO ESTUDO

3.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste estudo foi avaliar se o sinal MMG é capaz de detectar o comportamento mecânico e fisiológico do músculo vasto lateral de atletas fundistas, de atletas velocistas e de indivíduos sedentários, a partir de contrações voluntárias e contrações produzidas por estimulação elétrica artificial.

Entende-se como comportamento mecânico as oscilações de força apresentadas pelo músculo, e, como comportamento fisiológico, a ativação das UMs do músculo, durante os testes realizados neste trabalho.

O músculo vasto lateral foi selecionado para esta pesquisa, em função de estudos prévios a respeito da MMG, que utilizaram este mesmo músculo (Orizio e Veicsteinas, 1992; Marchetti et al., 1992; Vaz et al., 1996).

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Este trabalho teve como objetivos específicos :

- Comparar os valores RMS do sinal MMG do músculo vasto lateral, entre os atletas fundistas, velocistas e indivíduos sedentários, ao longo de um protocolo com diferentes níveis de esforço voluntário (de 0 a 100% da CVM);
- Comparar os valores RMS do sinal MMG do músculo vasto lateral, entre os atletas fundistas, velocistas e indivíduos sedentários, durante um protocolo de estimulação elétrica artificial, com frequências de estimulação variando de 5 a 60 Hz (com incrementos de 5 Hz);

- Comparar a mediana da frequência (MDF) do sinal MMG do músculo vasto lateral, entre os atletas fundistas, velocistas e indivíduos sedentários, ao longo de um protocolo com diferentes níveis de esforço voluntário (de 0 a 100% da CVM);
- Comparar a mediana da frequência (MDF) do sinal MMG do músculo vasto lateral, entre os atletas fundistas, velocistas e indivíduos sedentários, durante um protocolo de estimulação elétrica artificial, com frequências de estimulação variando de 5 a 60 Hz (com incrementos de 5 Hz); e
- Verificar a ativação elétrica do músculo vasto lateral dos atletas fundistas, velocistas e indivíduos sedentários, através da análise dos valores RMS do sinal EMG, obtidos nos diferentes níveis de esforço do protocolo de contrações voluntárias.

4. HIPÓTESES

Partindo-se do pressuposto de que exista uma relação entre as estratégias de recrutamento das UMs e o sinal MMG obtido durante diferentes níveis de esforço voluntário (Lammert et al., 1976), formula-se a seguinte hipótese:

- (1) os valores RMS do sinal MMG de indivíduos com predominância de UMs lentas deverão apresentar uma redução mais precoce com o aumento do esforço voluntário em relação àqueles com predominância de UMs rápidas, devido ao fato das UMs lentas, predominantes nos fundistas entrarem em tetania completa antes das UMs rápidas, predominantes nos velocistas.**

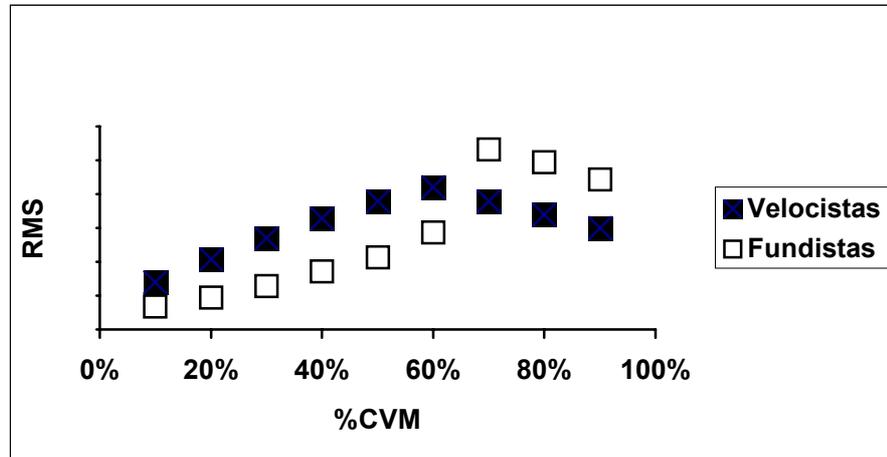


Figura 1 – Comportamento dos valores RMS nos diferentes percentuais de esforço voluntário, conforme descrito na hipótese 1.

Considerando-se que a amplitude do sinal MMG sofre uma redução pelo aumento da frequência de ativação das UMs durante contrações provocadas por estimulação elétrica artificial (Barry, 1987; Frangioni et al., 1987; Stokes e Cooper, 1992; Marchetti et al., 1992; Vaz, 1996; Orizio et al., 1999), espera-se que:

- (2) com o aumento da frequência de estimulação elétrica artificial, os valores RMS do sinal MMG dos atletas fundistas sejam reduzidos antes dos**

valores RMS do sinal MMG dos atletas velocistas, pelo fato das UMs lentas, predominantes nos fundistas, entrarem em tetania completa antes das UMs rápidas, predominantes nos velocistas, quando submetidas a elevadas frequências de estimulação.

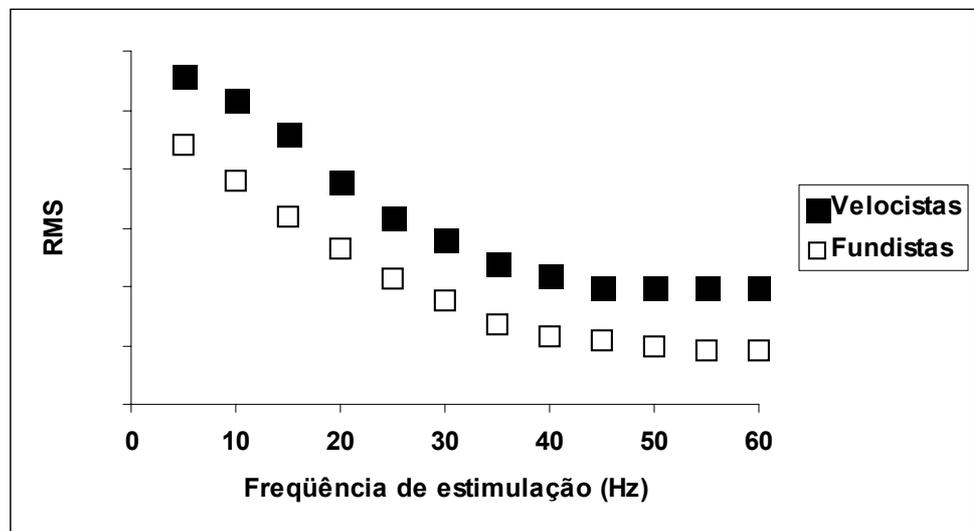


Figura 2 – Comportamento dos valores RMS nas diferentes frequências de estimulação, conforme descrito na hipótese 2.

Considerando-se que o sinal MMG está associado ao padrão de ativação das UMs durante a contração (Lammert et al., 1976; Orizio, 1993; Vaz et al., 1996) e que o espectro de frequência do sinal MMG é diferente entre músculos de contração rápida e

músculos de contração lenta (Mealing e McCathy, 1991), acredita-se que:

- (3) a mediana da freqüência (MDF) do sinal MMG dos velocistas deverá apresentar valores mais elevados do que a dos fundistas no protocolo de esforço voluntário (conforme Mealing e McCathy, 1991).

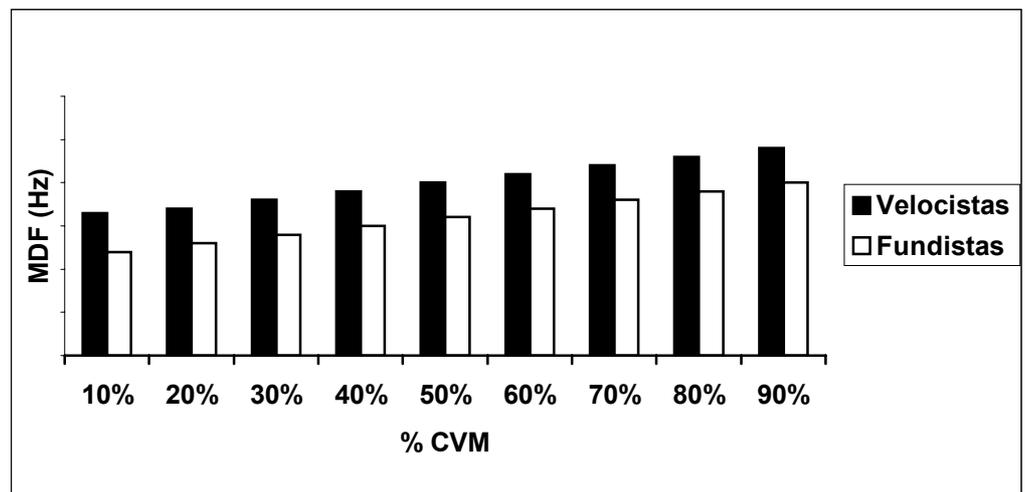


Figura 3 – Comportamento da mediana da freqüência (MDF) nos diferentes % de CVM, conforme descrito na hipótese 3.

Tendo em vista que os sinais MMG obtidos de músculos com predominância de fibras de contração rápida (vasto lateral) apresentaram freqüências mais

elevadas do que músculos com predominância de fibras de contração lenta (sóleo), quando estimulados eletricamente (Marchetti et al., 1992), fazendo-se uma analogia a isto, espera-se que:

- (4) a mediana da freqüência (MDF) do sinal MMG dos velocistas deverá apresentar valores mais elevados do que a dos fundistas no protocolo de contrações produzidas por estimulação elétrica artificial.

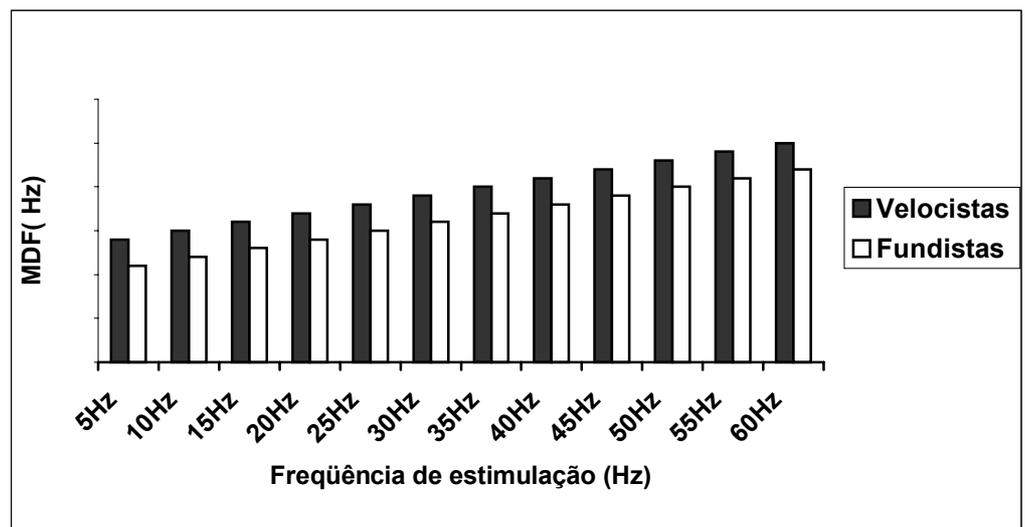


Figura 4 – Comportamento da mediana da freqüência (MDF) nas diferentes freqüências de estimulação, conforme descrito na hipótese 4.

Tendo em vista que o músculo vasto lateral de indivíduos sedentários e de atletas velocistas apresentam um percentual semelhante de fibras

musculares (Larsson et al., 1979; Inbar et al., 1981; Lexell et al., 1983; Tesh e Karlsson, 1985; Sadoyama et al., 1988), ou seja, uma maior concentração de fibras de contração rápida e uma menor concentração de fibras de contração lenta, considera-se como quinta hipótese deste estudo que:

(5) o comportamento relativo dos valores RMS e da MDF do sinal MMG dos indivíduos sedentários deverá ser semelhante ao comportamento dos atletas velocistas.

5. MATERIAL E MÉTODOS

5.1 AMOSTRA

Trinta sujeitos do sexo masculino, na faixa etária de 18 a 30 anos, residentes na região metropolitana de Porto Alegre, sem história de lesão neuromuscular, foram selecionados para compor a amostra. Os sujeitos foram divididos em três grupos a saber: velocistas (n=10), fundistas (n=10, sendo 2 corredores de longa distância, 3 ciclistas e 5 triatletas) e sedentários (n=10). Os atletas da amostra treinavam em três clubes da região metropolitana de Porto Alegre. Os velocistas selecionados corriam a distância de 100 metros em 11 segundos, os corredores de longa distância corriam uma prova de maratona no tempo máximo de 3 horas e os sujeitos sedentários selecionados para a amostra foram indivíduos que não praticavam atividade física regularmente ou que a prática era de, no máximo, uma vez por

semana. Uma das limitações deste trabalho em relação à amostra foi a dificuldade em se encontrar atletas de alto nível na região do estudo.

5.2 AQUISIÇÃO DE DADOS

5.2.1 Sinais MMG

Um acelerômetro unidirecional miniaturizado (modelo Entran EGA 125 D, com uma frequência de resposta de 0 a 200 Hz) foi utilizado para medir os sinais MMG. O acelerômetro foi fixado na superfície do músculo vasto lateral por meio de uma fita adesiva de dupla face e colocado entre os eletrodos EMG, a fim de garantir que os sinais MMG e EMG fossem provenientes de locais próximos do músculo. Este procedimento foi semelhante ao utilizado por Vaz et al. (1996).

Os sinais MMG foram coletados pelo software SAD32 (versão 2.59b), desenvolvido no Laboratório de Medições Mecânicas da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, e armazenados em um computador tipo Pentium (200 MHz) para posterior análise.

5.2.2 Sinais EMG

Um sistema de EMG (Bortec Incorporation, Canadá) de oito canais foi utilizado para a aquisição dos sinais EMG.

Os sinais EMG do músculo vasto lateral foram medidos através de pares de eletrodos de superfície passivos (Meditrace) em configuração bipolar. Os eletrodos foram posicionados no terço distal do músculo, na direção aproximada das fibras musculares, semelhante à configuração proposta por Basmajian e De Luca (1985). Um eletrodo de referência foi colocado na face anterior da tíbia.

Antes da colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela raspagem dos pêlos e pela limpeza da pele, com álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade da pele no local do posicionamento dos eletrodos. A seguir, os eletrodos foram fixados na pele e uma leve pressão foi aplicada sobre eles para aumentar o contato entre o gel do eletrodo e a pele (Nigg e Herzog, 1994).

Os sinais EMG passaram por um pré-amplificador, localizado a não mais de 10 cm dos eletrodos e conectados por um cabo de 97 centímetros e, a seguir, passaram por um amplificador principal.

O sistema CODAS foi utilizado para a aquisição de dados, e os sinais foram armazenados em um computador tipo Pentium (200 MHZ) para posterior análise.

5.2.3 Força

O sujeito foi posicionado sentado na cadeira de um dinamômetro isocinético Cybex, modelo NORM (Lumex & Co., Ronkonkoma, Nova Iorque, EUA) e fixado por meio de tiras passando no tórax, na pelve e na coxa do segmento testado, a fim de manter a estabilidade do movimento. Os ângulos do quadril e do joelho foram mantidos em aproximadamente 90 graus de flexão a partir da extensão completa do segmento.

A força dos músculos extensores do joelho foi registrada através de um braço de alumínio instrumentado com 4 “strain gauges”, que foi projetado para o dinamômetro isocinético pelo Laboratório de Medições Mecânicas da Escola de Engenharia da UFRGS. Esse braço foi utilizado em substituição ao braço do dinamômetro isocinético Cybex, visto que a frequência de amostragem do dinamômetro não possibilitava o registro de flutuações de força (Cervieri et al., 1999). O braço mecânico foi utilizado para registro de

força tanto das contrações produzidas por estimulação elétrica artificial, como daquelas produzidas por esforço voluntário. Devido à capacidade do braço mecânico de registrar as forças nas direções horizontal e vertical produzidas pelo sujeito, foi possível o ajuste correto do sujeito ao dinamômetro, o qual era obtido quando as forças na direção vertical fossem mínimas. Os sinais de força assim obtidos foram coletados utilizando-se o software SAD 32 (versão 2.59b).

5.3 PROTOCOLO

Ao chegar no laboratório, foram avaliadas a massa (em kg) e a estatura (em cm) de cada sujeito, e foram anotados seus dados pessoais. Os equipamentos em que seriam executados os testes foram apresentados a cada sujeito, e foi entregue o termo de consentimento informando sobre a pesquisa e solicitando sua autorização para participar como sujeito do experimento.

Em seguida, o sujeito foi preparado para os testes, por meio da raspagem dos pêlos com uma lâmina descartável e da limpeza e abrasamento da pele, através de um algodão com álcool, nos locais sobre os quais foram colocados os eletrodos EMG e os eletrodos de estimulação elétrica de superfície. Estes últimos mediam 4,5 x 10cm

e foram colocados (a) proximalmente na superfície ântero-medial da coxa, sobre o lado anatômico aproximado do nervo femoral e, (b) distalmente, sobre a porção distal do músculo quadríceps, respectivamente. Este procedimento é semelhante ao utilizado por Vaz (1996).

O sujeito foi, então, posicionado no dinamômetro isocinético, conforme descrito no item 5.2.3, e foi realizada a familiarização com o equipamento, por meio de 20 contrações dinâmicas realizadas numa velocidade angular de 120°/segundos.

Em seguida, através de um estimulador Grass (S88, Quincy, Mass, USA) e de uma unidade de isolamento (modelo SIU8T), aprovada para uso em humanos, pulsos singulares de estimulação elétrica (0,8 ms de duração) em diferentes voltagens foram utilizados para se determinar qual seria a voltagem utilizada no protocolo de contrações artificiais. A voltagem estabelecida foi a máxima suportada por cada sujeito, de acordo com seu índice de conforto, tendo variado de 40 a 90 Volts entre os diferentes sujeitos. Antes do início da primeira etapa dos testes, o acelerômetro miniaturizado foi posicionado sobre o músculo vasto lateral, entre os dois eletrodos de EMG. Após posicionado o acelerômetro, estimulações percutâneas do nervo femoral foram desenvolvidas (por 2 segundos) a uma voltagem submáxima constante (40, 50, 60, 70, 80 ou 90 Volts),

conforme estabelecido antes do início dos testes, enquanto as frequências de estimulação foram aumentadas de 0 a 60 Hz, com incrementos de 5 Hz, numa ordem aleatória. O intervalo entre as contrações produzidas por estimulação elétrica artificial foi de aproximadamente 2 minutos, para evitar fadiga muscular.

Na segunda etapa dos testes, iniciada, no mínimo, 5 minutos após o término da primeira etapa, três contrações voluntárias máximas (CVMs) foram executadas por um período de 2 segundos cada. O maior valor de força obtido durante estes três testes foi utilizado para calcular os diferentes níveis de esforço a serem testados, ou seja, níveis de 0 a 100% da CVM, com incrementos de 10%. Com exceção das CVMs, as demais contrações (i.e. 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80 e 90% CVM), executadas em ordem aleatória, foram mantidas por aproximadamente 7 segundos. Através de um osciloscópio de dois canais foi dado um *feedback* visual, através do qual os sujeitos souberam qual o nível de força que deveriam alcançar em cada uma das contrações. Um intervalo de 2 minutos foi dado no final de cada contração para evitar a fadiga muscular. A sincronização dos sistemas MMG, EMG e de força foi efetuado através de um pulso de sincronismo enviado para ambos os sistemas de aquisição de dados, certificando a coleta simultânea das variáveis em estudo.

5.4 ANÁLISE DE DADOS

Os sinais MMG, EMG e os dados de força foram analisados através do programa SAD 32 (versão 2.59b).

Os passos usados para a análise dos sinais MMG e EMG foram os seguintes (Anexos 2 e 3): (a) a linha de base de cada sinal foi posicionada na escala zero; (b) foram removidos os ganhos utilizados durante a aquisição dos sinais, para que o sinal retornasse ao seu tamanho original; (c) nos sinais MMG, utilizou-se o filtro ideal (que remove o sinal dentro de uma faixa de frequência especificada) com uma frequência de corte inferior a 3 Hz (de forma a eliminar os ruídos que ocorrem de 0 a 3 Hz) e superior a 100 Hz (pelo fato de haver pouco sinal MMG acima de 100 Hz; Stokes, 1993; Barry, 1992); os sinais EMG, por sua vez, foram submetidos a um filtro ideal com uma frequência de corte inferior a 3 Hz e superior a 600 Hz; (d) foi realizada uma análise via *FFT* (Transformada Rápida de Fourier), ou seja, a partir do espectro de frequência dos sinais, para a detecção de possíveis ruídos em frequências específicas, como por exemplo o ruído de 60 Hz; (e) utilizou-se um filtro rejeita-banda, nas frequências

específicas, nos casos em que foram observados ruídos a partir do espectro de frequência (*FFT*) do sinal; (f) foram recortados os intervalos dos sinais a serem utilizados para a análise; (g) a mediana da frequência (MDF) dos sinais MMG foi calculada; e (h) foram obtidos os valores RMS (*root mean square*), ou seja, os índices referentes à amplitude e à densidade dos sinais.

Os valores RMS e a MDF dos sinais foram obtidos da seguinte maneira:

(1) contrações voluntárias máximas - das contrações de 2 segundos de duração, aproximadamente 1 segundo foi utilizado, eliminando-se o início e o final da contração. Desta forma, foram analisados apenas os sinais obtidos durante o platô do sinal de força.

(2) diferentes níveis de contração voluntária máxima - 5 segundos do centro das contrações foram utilizados, de forma a evitar as alterações do sinal MMG provenientes das alterações mecânicas do músculo que ocorrem no início e no final da contração (Cole e Barry, 1994, Anexo 1).

(3) contrações estimuladas eletricamente - 1 segundo do centro da curva de força (platô).

Os sinais de força, que foram utilizados como referência para a análise dos sinais MMG e EMG, também foram analisados através do

software SAD 32 (versão 2.59b). Destes sinais foram recortados os intervalos correspondentes aos sinais MMG e EMG, e foram obtidos os valores médios dos mesmos.

5.5 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Para comparar os valores RMS dos sinais MMG e EMG, e a MDF dos sinais MMG dos três grupos que compuseram a amostra (fundistas, velocistas e sedentários), nos diferentes percentuais de contração voluntária máxima e nas diferentes frequências de estimulação, análise de variância de um caminho para dados repetidos (percentuais de contração voluntária máxima; frequência de estimulação, respectivamente) foi utilizada. Em caso de diferenças significativas, comparações foram feitas pelo *Post-Hoc*, utilizando o teste “*Student Newman Keuls*”, para indicar onde se encontravam as diferenças. Um nível de significância de $p < 0,05$ foi considerado em todas as análises.

6. RESULTADOS

Todos os resultados foram consistentes entre os sujeitos de cada grupo. Os valores RMS do sinal EMG aumentaram com o aumento do esforço voluntário nos três grupos, como esperado (figura 5). Não houve diferença significativa entre os valores RMS dos três grupos. A força dos músculos extensores do joelho aumentou em todos os três grupos com o aumento do esforço voluntário e com o aumento da frequência de estimulação até uma frequência de 30 Hz, mantendo-se aproximadamente constante de 35 a 60 Hz (figura 6). Não houve diferença significativa para os valores de força normalizados pela CVM entre os três grupos. Uma diminuição na amplitude das flutuações de força ocorreu com o aumento da frequência de estimulação (figura 7). Contrações tetânicas completas foram observadas a partir de uma frequência de estimulação de 30Hz.

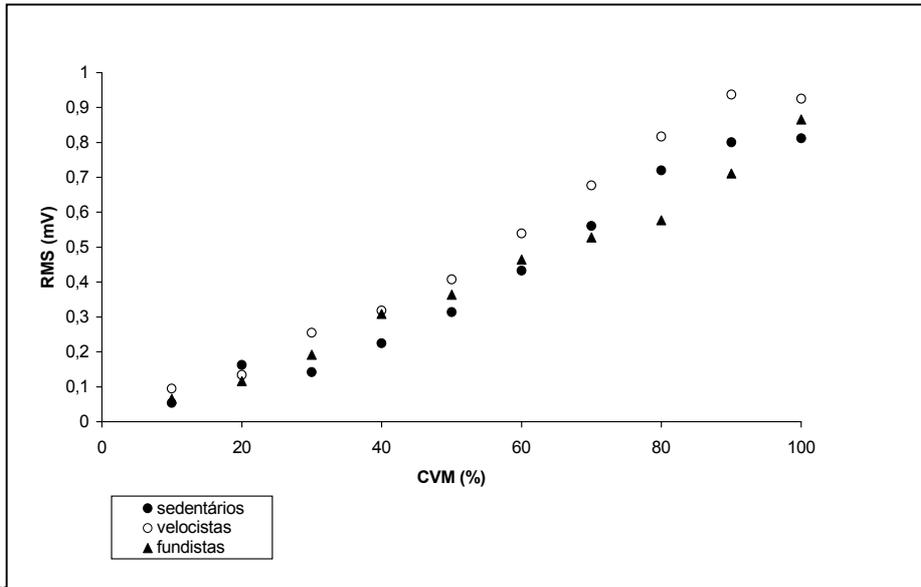


Figura 5. média dos valores RMS do sEMG dos três grupos da amostra (sedentários, velocistas e fundistas) nos diferentes percentuais de CVM (10 a 100%).

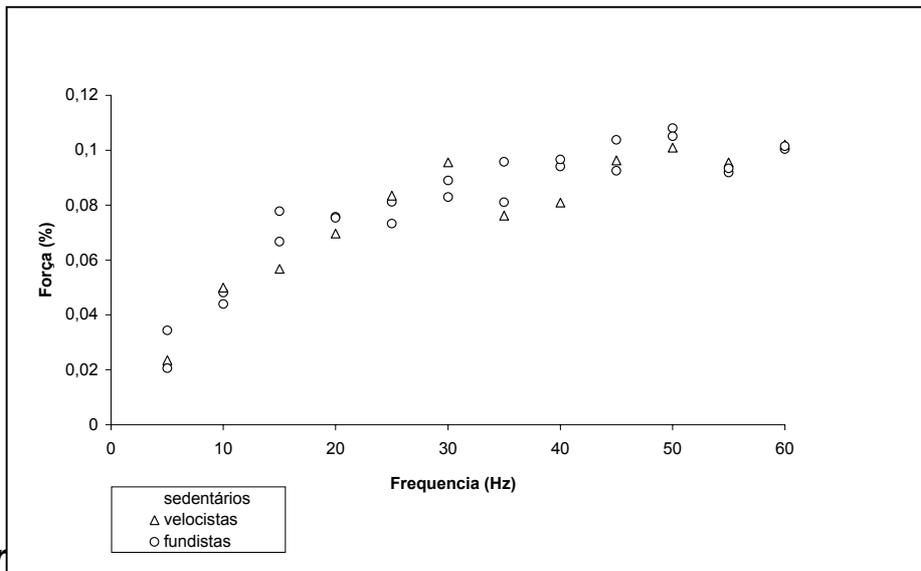
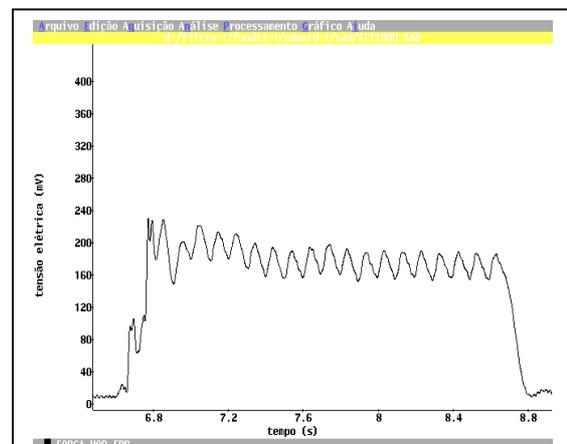
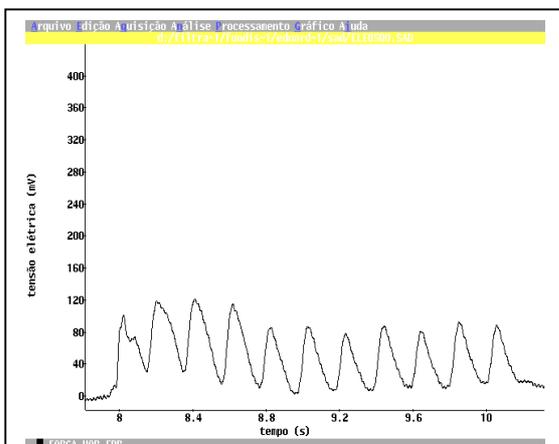
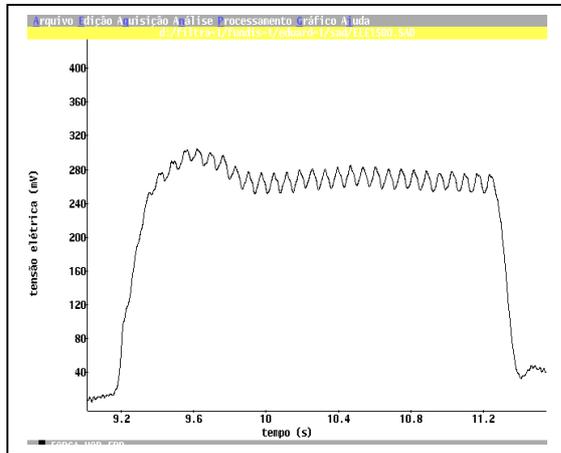


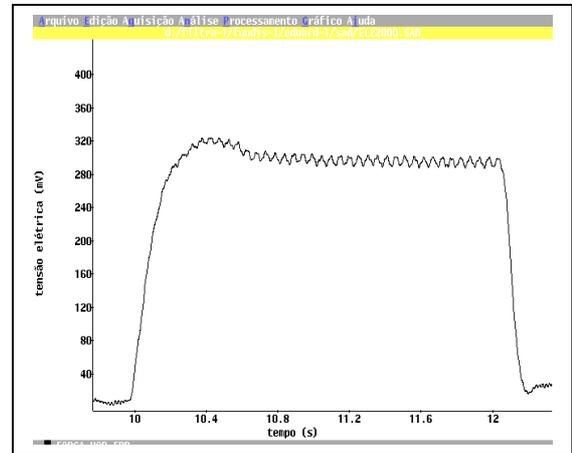
Figura 6. Força (%) de cada sujeito dos três grupos da amostra, nas diferentes frequências de estimulação (5 a 60Hz).



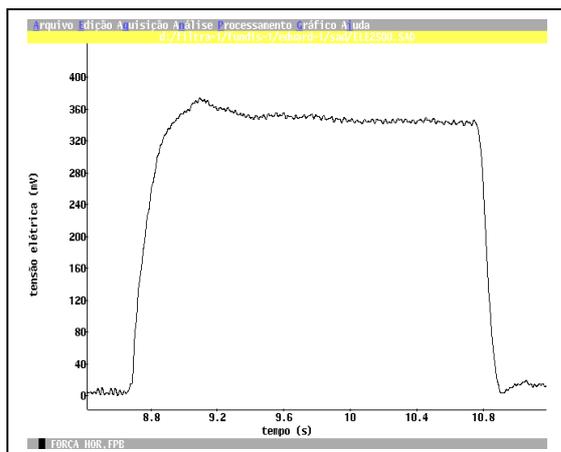
5Hz



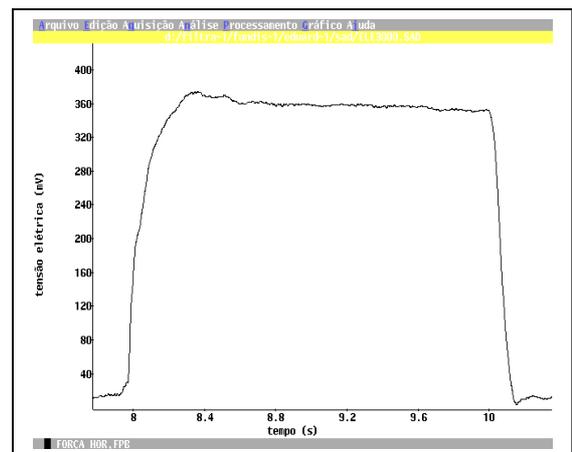
10Hz



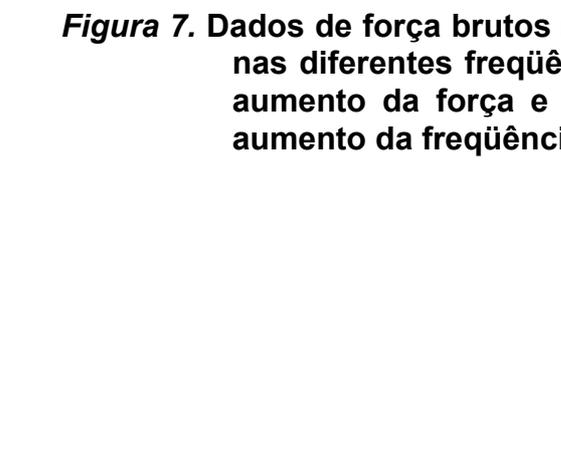
15Hz



20Hz



25Hz



30Hz

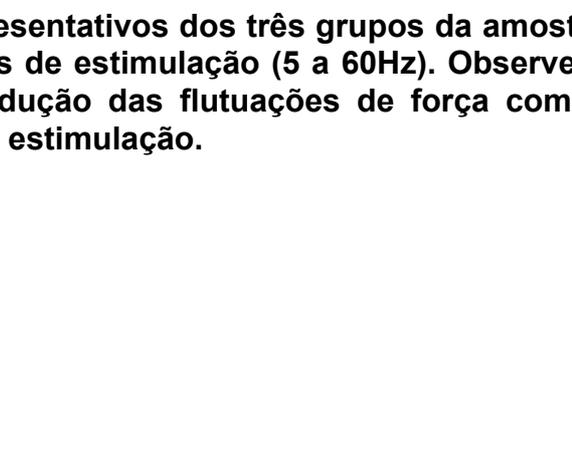


Figura 7. Dados de força brutos representativos dos três grupos da amostra nas diferentes freqüências de estimulação (5 a 60Hz). Observe o aumento da força e a redução das flutuações de força com o aumento da freqüência de estimulação.

Os valores RMS do sinal MMG aumentaram de 10 a 70% da CVM e mantiveram-se aproximadamente constantes de 80 a 100% da CVM nos grupos dos velocistas e dos sedentários (figura 8). Nos atletas fundistas, os valores RMS do sinal MMG permaneceram aproximadamente constantes de 10 a 40% da CVM, aumentando de 50 a 100% da CVM. Não foram encontradas diferenças significativas para os valores RMS dos grupos dos velocistas e dos sedentários com o aumento do esforço voluntário. Apesar do comportamento dos valores RMS dos fundistas ser diferente daquele dos velocistas e dos sedentários (conforme explicitado acima), diferenças significativas entre os valores RMS deste grupo e os valores RMS dos outros dois grupos foram encontradas somente para os níveis de esforço voluntário de 40, 50 e 80% da CVM. No entanto, as médias dos valores RMS do sinal MMG dos fundistas foi sempre inferior às médias obtidas para os velocistas e para os sedentários.

A MDF do sinal MMG permaneceu aproximadamente constante com o aumento do esforço voluntário de 10 a 60% da CVM, apresentando uma pequena tendência de diminuição de 70 a 100% da CVM (figura 9). Não foram encontradas diferenças significativas para os valores da MDF entre os três grupos. No entanto, as média da MDF do sinal MMG foram sempre superiores nos velocistas do que nos sedentários e nos

fundistas, com exceção dos níveis de 10 e 100% da CVM, onde a média foi semelhante nos três grupos.

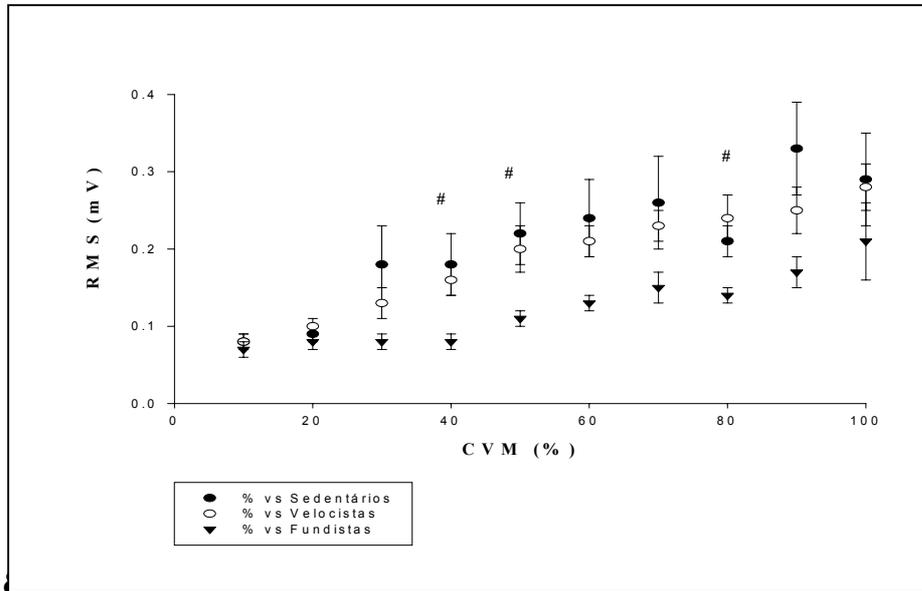


Figura 8. Média (\pm erro padrão) do RMS do sinal MMG dos três grupos da amostra (sedentários, velocistas e fundistas) nos diferentes percentuais de CVM (10 a 100%). # = $p < 0,05$.

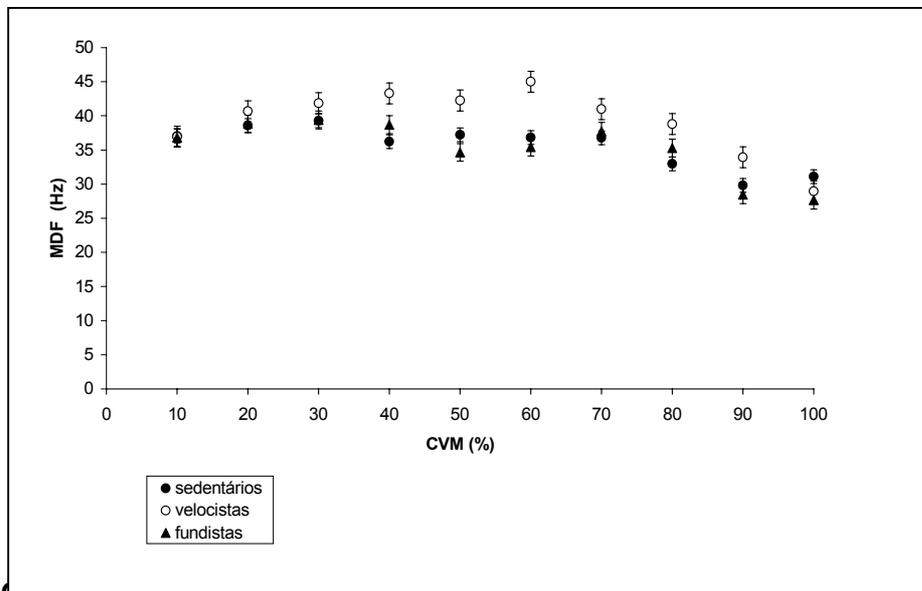


Figura 9. Média (\pm erro padrão) da MDF dos sinais MMG dos três grupos da amostra (sedentários, velocistas e fundistas), nos diferentes percentuais de CVM (10 a 100%).

Durante as contrações produzidas por estimulação elétrica artificial, os valores RMS do sinal MMG diminuíram com o aumento da frequência de estimulação de 5 a 25 Hz nos velocistas e sedentários e, permaneceram aproximadamente

constantes de 30 a 60 Hz (figura 10). Para o grupo dos fundistas, os valores RMS diminuíram nas frequências de estimulação de 5 a 15 Hz, permanecendo aproximadamente constantes de 20 a 60 Hz. Não foram encontradas diferenças significativas para os valores RMS do velocistas e sedentários com o aumento da frequência de estimulação. Os valores RMS do sinal MMG dos fundistas foi diferente dos valores dos velocistas e sedentários somente para frequências de estimulação de 40, 55 e 60 Hz. No entanto, as médias dos valores RMS dos fundistas foi sempre inferior à média dos velocistas e sedentários.

A MDF dos sinais MMG obtidos a partir das diferentes frequências de estimulação elétrica artificial aumentou nos três grupos com o aumento da frequência de estimulação de 5 a 20 Hz, permanecendo aproximadamente constante de 25 a 60 Hz (figura 11). Não foram encontradas diferenças significativas para a MDF entre os três grupos. O valor da média da MDF do grupo dos velocistas foi inferior ao dos fundistas e sedentários para frequências de estimulação de 35 a 60 Hz.

A fim de visualizar as alterações do sinal MMG contribuindo para o RMS, dados brutos selecionados dos sinais MMG são apresentados nas figuras 12 e 13. A magnitude do sinal MMG aumentou com o aumento do esforço voluntário (figura 12). Durante as contrações produzidas por meio de estimulação elétrica, uma diminuição da magnitude ocorreu com o aumento

da frequência de estimulação (figura 13). Os sinais de força e os sinais MMG representativos dos três grupos obtidos durante o protocolo de estimulação elétrica, processados (ou seja, após a filtragem dos sinais), podem ser observados na figura 14. Há uma diminuição na magnitude dos sinais MMG e das oscilações de força com o aumento da frequência de estimulação. Também pode ser observado um sinal MMG correspondente para cada oscilação de força, até uma frequência de aproximadamente 20 Hz. De 25 a 30 Hz a identificação dos sinais MMG individuais torna-se um pouco mais difícil.

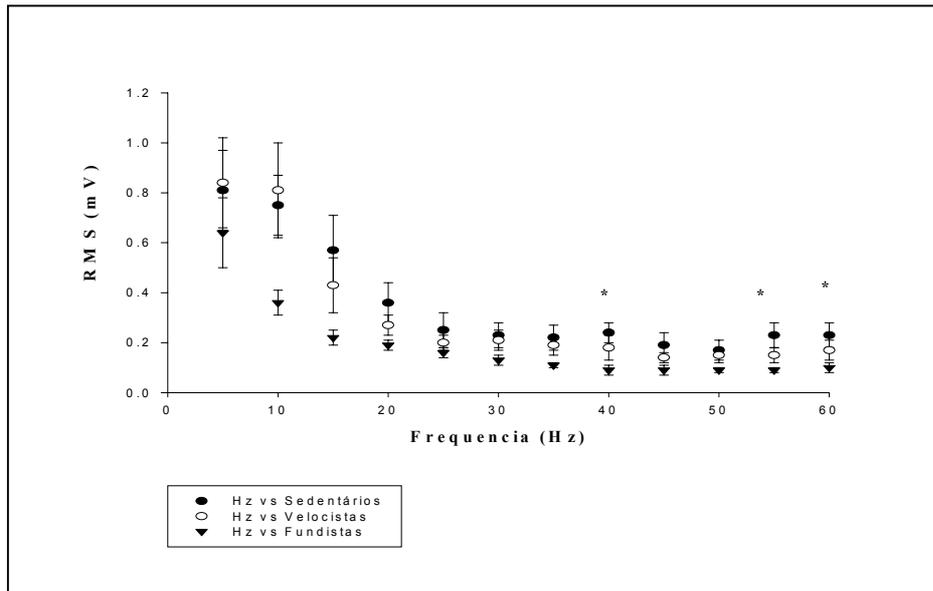


Figura 10. Média (\pm erro padrão) dos valores RMS do sinal MMG dos três grupos da amostra (sedentários, velocistas e fundistas) nas diferentes frequências de estimulação (5 a 60Hz), $\ast = p < 0,05$.

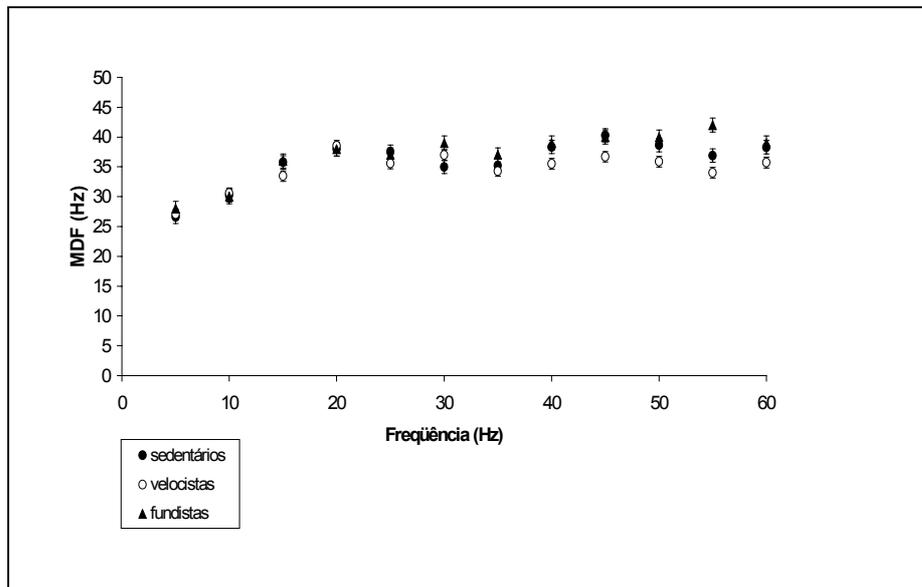


Figura 11. Média da MDF do sinal MMG \pm EP dos três grupos da amostra (sedentários, velocistas e fundistas), nas diferentes frequências de estimulação (5 a 60Hz).

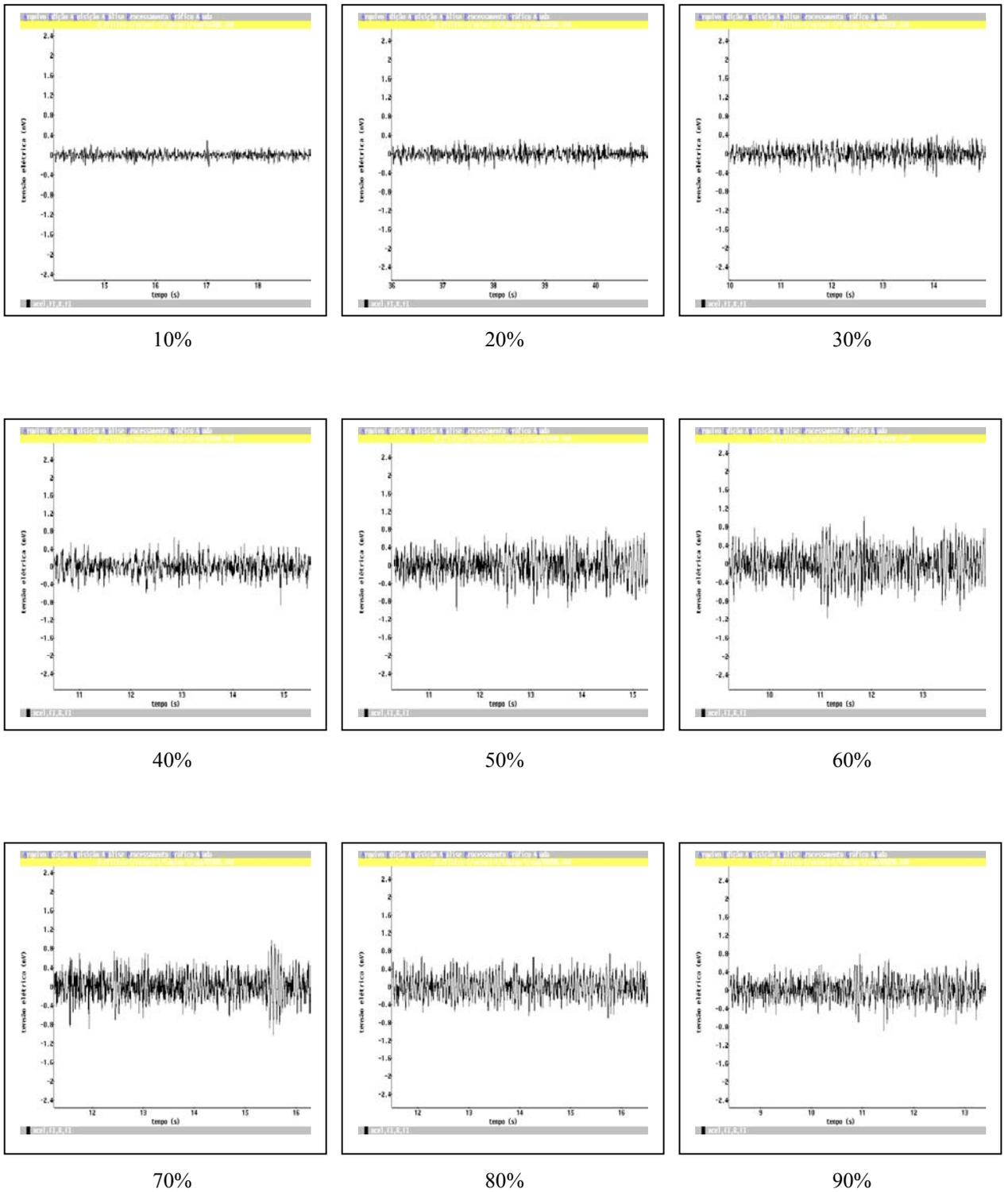
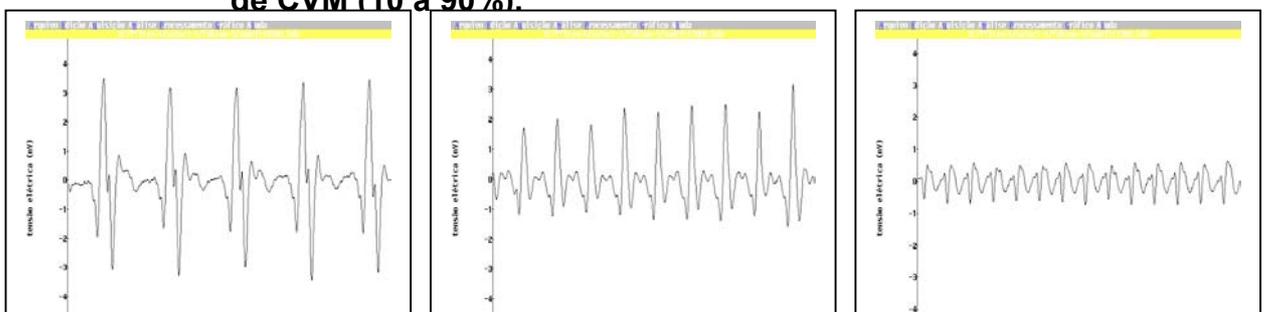


Figura 12. Sinais MMG brutos representativos dos três grupos da amostra (sedentários, velocistas e fundistas) nos diferentes percentuais de CVM (10 a 90%).



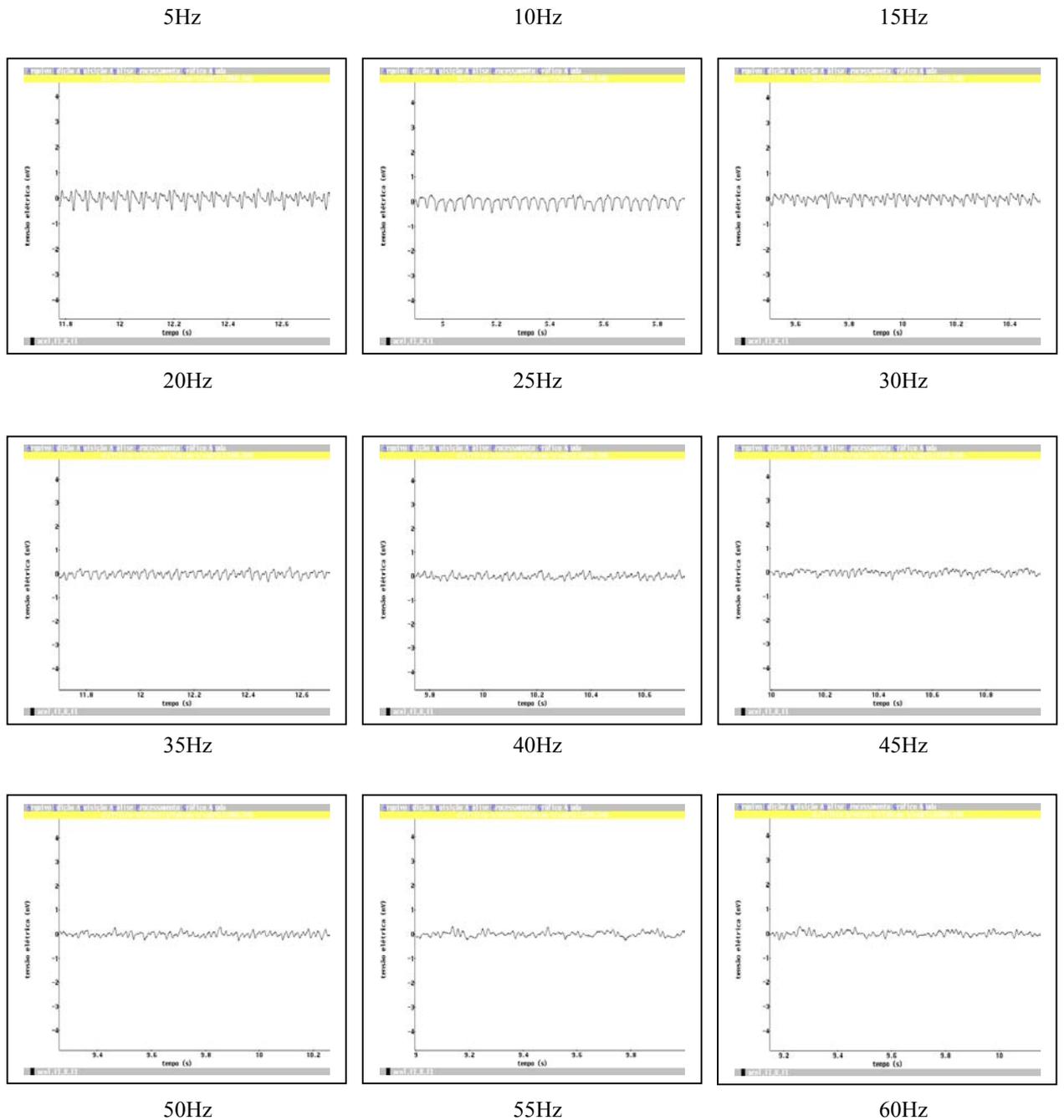
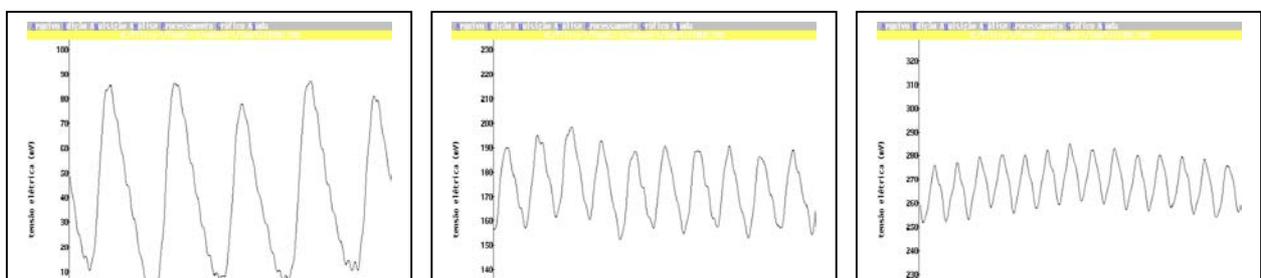


Figura 13. Sinais MMG brutos representativos dos três grupos da amostra (sedentários, velocistas e fundistas) nas diferentes freqüências de estimulação (5 a 60Hz).



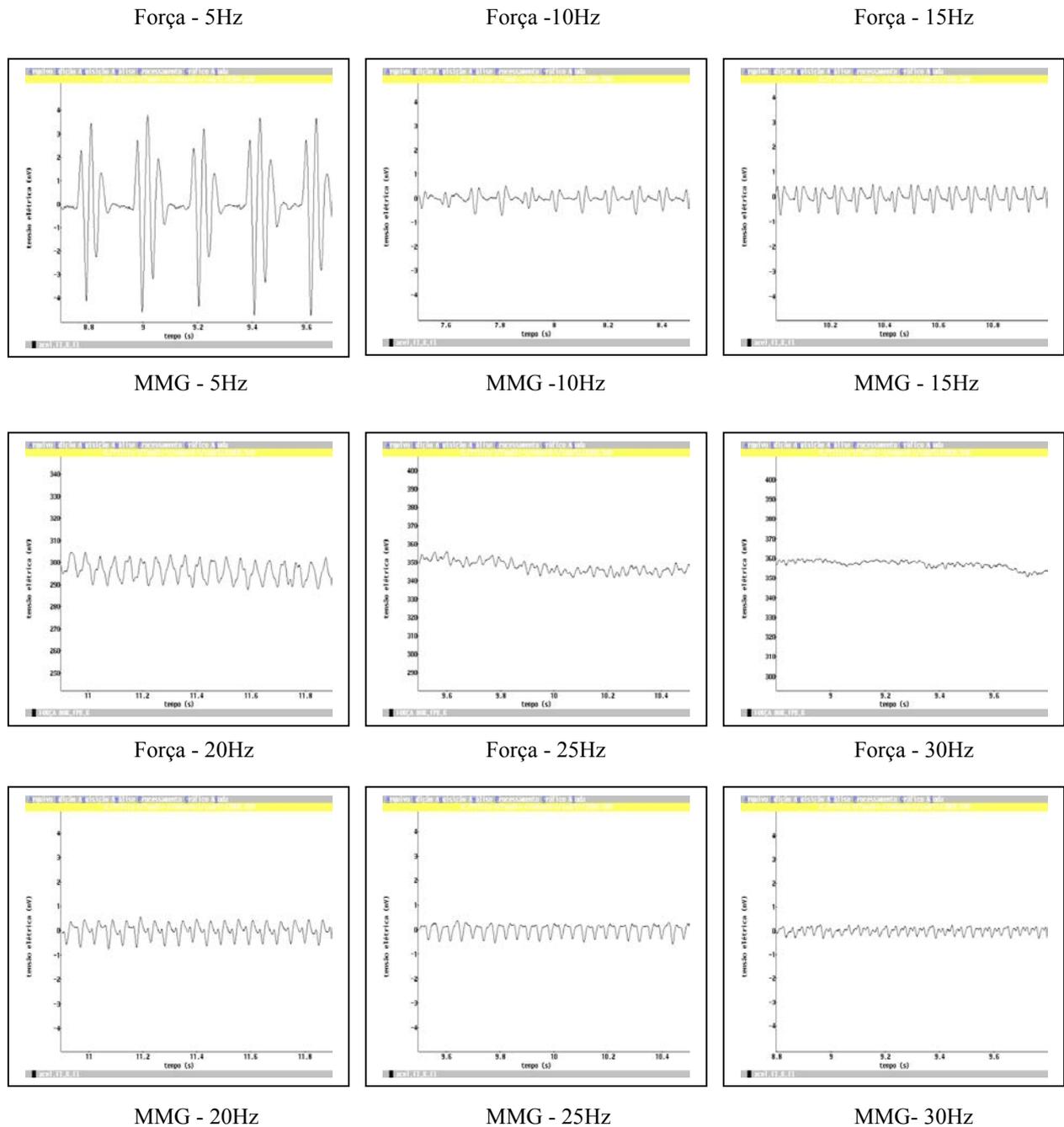


Figura 14. Sinais de força e os sinais MMG correspondentes, representativos dos três grupos da amostra, em diferentes frequências de estimulação (5 a 30Hz).

7.DISSCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi verificar se o sinal MMG era capaz de detectar o comportamento mecânico e fisiológico do músculo vasto lateral de atletas velocistas, de atletas fundistas e de indivíduos sedentários. Dois protocolos experimentais foram desenvolvidos. No primeiro protocolo, diferentes níveis de esforço voluntário (de 10 a 100% da CVM, com incrementos de 10% da CVM) foram executados. No segundo protocolo, contrações foram produzidas artificialmente, por estimulação elétrica, numa voltagem constante e em diferentes freqüências de estimulação (5 a 60 Hz, com incrementos de 5 Hz). Cinco hipóteses foram formuladas no início deste trabalho, as quais serão discutidas em cada um dos dois protocolos desenvolvidos.

7.1 ESFORÇO VOLUNTÁRIO

O comportamento mecânico de um músculo está associado ao comportamento mecânico de suas fibras

ou UMs; (Binder e Mendell, 1990). A predominância de um tipo de fibra (ou UM) confere ao músculo as suas características mecânicas (Mealing e McCathy, 1991; Orizio e Veicsteinas, 1992; Marchetti et al., 1992). O sinal MMG tem sido associado tanto ao comportamento mecânico do músculo esquelético (Stokes e Dalton, 1991; Stokes, 1993; Zwarts e Keidel, 1991; Cole e Barry, 1994) quanto ao padrão de ativação das UMs (Lammert et al., 1976; Orizio, 1993; Vaz et al., 1996) durante o esforço voluntário. Este fato tem sido sugerido como uma das vantagens do sinal MMG em relação ao sinal EMG (Vaz, 1996), em função desse último fornecer informações somente sobre a ativação muscular (Basmajian e De Luca, 1985) e não do seu comportamento mecânico.

A ativação elétrica do músculo vasto lateral foi semelhante para os três grupos da amostra (sedentários, velocistas e fundistas), no protocolo de contrações voluntárias, tendo em vista não existir diferença significativa entre os valores RMS do sinal EMG nos três grupos (figura 5). Nesse caso, qualquer

alteração no comportamento do sinal MMG está, provavelmente, associada às mudanças no comportamento mecânico das fibras musculares (ou das UMs) nos diferentes grupos da amostra para um nível semelhante de ativação elétrica.

Atletas de diferentes modalidades esportivas (velocistas x fundistas) apresentam diferentes percentuais de fibras musculares (ou de UMs). Enquanto atletas velocistas possuem uma predominância maior de fibras (ou UMs) de contração rápida, fundistas apresentam o inverso, ou seja, uma predominância de fibras ou (UMs) de contração lenta (Larsson et al., 1979; Inbar et al., 1981; Lexell et al., 1983; Tesh e Karlsson, 1985; Sadoyama et al., 1988). Já foi demonstrado, em estudos com animais, que uma mesma frequência de ativação aplicada a músculos com diferentes percentuais de UMs produz um comportamento mecânico distinto. Enquanto uma frequência de estimulação elétrica de 25 Hz, por exemplo, produz uma contração tetânica completa (ou seja, sem flutuações de força) num músculo com

predominância de UMs lentas (McPhedran et al., 1965; Vaz et al., 1996), essa mesma frequência produz uma contração tetânica incompleta (ou seja, sem flutuações de força), num músculo com predominância de UMs de contração rápida (Wuerker et al., 1965; Vaz et al., 1996).

Assumindo-se que isso também ocorra em seres humanos, um nível semelhante de ativação muscular deveria produzir um comportamento mecânico distinto em músculos de atletas com diferentes percentuais de fibras (ou de UMs). Nesse sentido, esperava-se que o aumento do esforço voluntário (e, conseqüentemente, da ativação muscular) deveria gerar uma contração tetânica completa mais cedo (em esforços voluntários mais baixos) nos atletas fundistas do que nos atletas velocistas. Em função disso, esperava-se uma redução na magnitude (revelada pelos valores RMS) do sinal MMG mais precoce nos atletas fundistas quando comparada aos atletas velocistas (hipótese 1).

Os resultados da figura 8 não suportam essa idéia totalmente, tendo em vista que foram

encontradas diferenças nos valores RMS entre os atletas somente para os percentuais de 40, 50 e 80% da CVM. No entanto, parece existir uma tendência forte na direção dessa idéia, uma vez que as médias dos valores RMS dos fundistas foi sempre inferior às médias dos valores RMS dos velocistas, para todos os percentuais de esforço voluntário (figura 8). A relação existente entre os sinais MMG e a força produzida por um músculo em esforço voluntário tem sido descrita como linear (Barry, 1992; Cole e Barry, 1994; Oster e Jaffe, 1980; Stokes e Dalton, 1991b; Stokes e Cooper, 1992; Zwarts e Keidel, 1991; Zhang, 1992; Orizio e Veicsteinas, 1992; Shinohara et al., 1995) e não-linear (Lammert et al., 1976; Goldenberg, 1981; Orizio, 1989; Stokes et al., 1988). Os resultados da figura 12 não parecem concordar com uma relação linear, uma vez que a amplitude dos sinais MMG não parece aumentar de 60 a 90% da CVM.

Assumindo-se que o sinal MMG está associado com o padrão de ativação das UMs durante a contração (Lammert et al., 1976; Orizio, 1993; Vaz et

al., 1996), e que o espectro de frequência do sinal MMG de músculos com predominância de fibras (ou UMs) de contração rápida apresenta frequências mais elevadas que músculos com predominância de fibras (ou UMs) de contração lenta (Mealing e McCathy, 1991), foi proposto que a MDF do sinal MMG dos velocistas apresentaria valores mais elevados do que a dos fundistas (hipótese 3). Esta hipótese não foi confirmada pelos resultados da figura 9, pelo fato da MDF do sinal MMG não apresentar diferenças significativas entre os três grupos da amostra no protocolo de contrações voluntárias. No entanto, as médias da MDF do sinal MMG foram mais elevadas nos velocistas, em relação aos sedentários e aos fundistas, com exceção dos níveis de 10 e 100% da CVM, onde a média foi semelhante nos três grupos. Isso sugere que o conteúdo de frequência da MMG talvez possibilite a detecção da composição de um músculo esquelético, como propõem Mealing e McCathy (1991). No entanto, novos estudos devem ser realizados a fim de confirmar essa hipótese.

7.2 CONTRAÇÕES PRODUZIDAS POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA ARTIFICIAL

A força dos músculos extensores do joelho aumentou nos três grupos com o aumento da frequência de estimulação até 30 Hz, mantendo-se aproximadamente constante de 35 a 60 Hz (figura 6). Considerando que a amplitude do sinal MMG sofre uma redução pelo aumento da frequência de ativação das fibras musculares (ou UMs) durante contrações provocadas por estimulação elétrica artificial (Barry, 1987; Frangioni, 1987; Stokes e Cooper, 1992; Marchetti et al., 1992; Vaz et al., 1996; Orizio et al., 1999), esperava-se que, com o aumento da frequência de estimulação, os valores RMS do sinal MMG dos fundistas sofressem uma redução a frequências mais baixas do que os valores RMS do sinal MMG dos velocistas

(hipótese 2), pelo fato das UMs lentas (predominantes nos fundistas) entrarem em tetania completa antes das UMs rápidas (predominantes nos velocistas) quando submetidas a crescentes freqüências de estimulação.

Uma redução na amplitude das oscilações de força ocorreu com o aumento da freqüência de estimulação, nos três grupos (figuras 7 e 14), enquanto a magnitude do sinal MMG diminuiu (figuras 10 e 13). Esses resultados são semelhantes aos de outros pesquisadores que utilizaram protocolos de estimulação elétrica artificial em estudos *in vitro* (Barry , 1987; Frangioni et al., 1987), *in vivo* (Stokes e Cooper, 1992; Marchetti et al., 1992) e *in situ* (Vaz et al.,1996; Orizio et al., 1999), ou seja, uma redução da amplitude (valores RMS) do sinal MMG ocorreu à medida que a freqüência de estimulação aumentou.

No entanto, estes resultados não suportam completamente a hipótese proposta acima, devido à presença de diferença significativa entre os fundistas e sedentários apenas nas freqüências de estimulação de 40, 55 e 60 Hz. Os resultados encontrados apontam

para uma tendência, no sentido de uma redução mais precoce dos valores RMS dos fundistas em relação aos velocistas, visto que a média dos valores RMS dos fundistas foram sempre inferiores às médias dos velocistas em todo o protocolo de estimulação elétrica.

Marchetti et al. (1992) apresentaram evidências de que o sinal MMG, produzido por pulsos singulares em um músculo de contração rápida (vasto lateral) apresentava uma média de frequência mais elevada que o sinal obtido de um músculo de contração lenta (sóleo). A partir dessas evidências, esperava-se que a MDF do sinal MMG obtido por estimulação elétrica fosse mais alta nos velocistas que nos fundistas para todas as frequências de estimulação (hipótese 4). Os resultados do presente estudo não suportam essa idéia, visto que a MDF não diferiu entre os diferentes atletas (figura 11).

É interessante observar, no entanto, que parece existir uma relação entre o nível de força produzido e a MDF do sinal MMG, visto que o comportamento dessas

variáveis é bastante semelhante (figuras 6 e 11), ou seja, ambos aumentaram com o aumento da frequência de estimulação. Isso pode ser explicado pelo fato de o conteúdo de frequência do sinal MMG produzido por estimulação elétrica periódica (ou seja, onde o intervalo entre os pulsos é constante) ser fortemente influenciada pela frequência de estimulação utilizada (Anexo 3; Zhang et al., 1994). Portanto aumentos na frequência de estimulação seriam responsáveis por provocar um aumento no espectro de frequência nas frequências específicas utilizadas, enquanto houvesse flutuações de força. A redução da amplitude do sinal com o aumento da frequência de estimulação até uma frequência de 20 Hz (figura 10), e a semelhança na amplitude do sinal MMG nas frequências de 25 a 60 Hz parecem justificar o comportamento semelhante da MDF do sinal MMG nessas frequências de estimulação.

7.3 COMPORTAMENTO DO SINAL MECANOMIOGRÁFICO EM INDIVÍDUOS SEDENTÁRIOS

Tendo em vista que o músculo vasto lateral dos indivíduos sedentários e dos atletas velocistas apresentam um percentual semelhante de fibras musculares (Larsson et al., 1979; Inbar et al., 1981; Lexell et al., 1983; Tesh e Karlsson, 1985; Sadoyama et al., 1988), ou seja, uma maior concentração de fibras de contração rápida e uma menor concentração de fibras de contração lenta, esperava-se que o comportamento relativo dos valores RMS e da MDF do sinal MMG dos indivíduos sedentários fosse semelhante ao comportamento relativo desses dois índices nos atletas velocistas.

Em relação aos valores RMS do sinal MMG dos indivíduos sedentários, verificou-se que estes são semelhantes ($p > 0,05$) aos dos atletas velocistas, tanto nas contrações voluntárias (figura 8), quanto nas contrações produzidas por estimulação elétrica artificial (figura 10), não havendo diferenças entre estes dois grupos em nenhuma contração. Esses resultados estão de acordo com os de Orizio e

Veicsteinas (1992), que encontraram uma semelhança nos valores RMS do sinal MMG, em esforço voluntário, ao compararem indivíduos sedentários e velocistas.

Já em relação à MDF do sinal MMG, os resultados não apontam diferenças significativas entre os dois grupos ($p>0,05$), tanto nas contrações voluntárias (figura 9), quanto naquelas produzidas por estimulação elétrica artificial (figura 11). Os resultados do presente estudo confirmam, portanto, a hipótese 5, visto que não foram encontradas diferenças para os valores RMS e da MDF do sinal MMG entre indivíduos sedentários e atletas velocistas.

7.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Os resultados do presente estudo não confirmaram a maioria das hipóteses levantadas, tendo em vista que não foram encontradas diferenças significativas na maioria dos resultados obtidos para o sinal MMG entre os atletas fundistas e os velocistas, como era

esperado. Essas diferenças podem não ter sido encontradas devido a uma série de fatores, tais como:

- (1) o tamanho da amostra (n=10 em cada grupo) pode não ter sido suficientemente grande para mostrar as diferenças;
- (2) uma possível heterogeneidade intra-grupos, tendo em vista as dificuldades em se conseguir atletas de elite na região do estudo para comporem a amostra;
- (3) a impossibilidade da realização de uma biópsia muscular (o que teria permitido uma avaliação direta da composição de fibras do músculo vasto lateral nos dois grupos);
- (4) a voltagem de estimulação ter sido determinada a partir do nível de conforto de cada sujeito, o que não permitiu a produção de níveis semelhantes de força nas contrações geradas pela estimulação elétrica artificial nos dois grupos (aumentando a variabilidade dos resultados), além de ter resultado em níveis bastante baixos de produção de força (não superiores a 12% da CVM).

Embora as hipóteses propostas não tenham sido inteiramente confirmadas, os resultados deste estudo apontam para tendências esperadas a respeito do comportamento do sinal MMG nos três grupos da

amostra. Isso fica evidenciado a partir do fato de (1) as médias dos valores RMS dos fundistas serem inferiores às médias dos valores RMS dos velocistas e sedentários, tanto para as contrações voluntárias (figura 8), quanto para as contrações obtidas por meio de estimulação elétrica (figura 10), (2) a média da MDF dos velocistas ser mais elevada que a dos fundistas durante a maior parte dos níveis de esforço voluntário (figura 9), e (3) as médias dos valores RMS serem muito próximas entre velocistas e sedentários.

Acredita-se que, se as limitações acima fossem eliminadas, as tendências encontradas poderiam ter sido confirmadas.

8.CONCLUSÕES

As poucas diferenças estatísticas encontradas ao longo dos dois protocolos utilizados no presente estudo (esforço voluntário e contrações artificiais) indicam que a técnica da MMG não foi eficaz na determinação de diferenças no comportamento mecânico e fisiológico do músculo vasto lateral de indivíduos com diferentes percentuais de fibras musculares. Entretanto, verificou-se uma tendência no sentido dessas diferenças, uma vez que as médias dos valores RMS dos sinais MMG dos atletas fundistas foram menores que aquelas dos velocistas e indivíduos sedentários. Essa tendência de que as características do sinal MMG dos fundistas sejam diferentes das características do sinal MMG dos velocistas e dos sedentários (devido à diferente composição de fibras musculares do músculo vasto lateral desses sujeitos) parece apontar o comportamento mecânico e fisiológico de músculos com diferentes percentuais de fibras.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Barry, D.T. Acoustical signals from frog skeletal muscles. *Biophys J.* 51:775-783, 1987.
- Barry, D.T. Vibrations and sounds from evoked muscle twitches. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 32:35-40, 1992.
- Barry, D.T., Geiringer, S. R. and Ball, R. D. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle & Nerve*, 8:89-194, 1985.
- Barry, D.T. and Cole, N.M. Fluid mechanics of muscle vibrations. *Biophys J.*, 53:899-905, 1988.
- Basmajian, J.V. and De Luca, C.J. Description and analysis of the EMG signal. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Ed. John Butler. Baltimore, Williams & Wilkins, p.19-167, 1985.
- Beer, F.P. e Johnston, E.R. Mechanical Vibrations. In: *Mechanics for Engineers*. McGraw-Hill Book Company, Toronto, 1987, pp. 838-888.
- Binder, M.D., Mendell, L.M. *The Segmental Motor System*. New York, Oxford University Press, 1990.
- Bolton, C.F., Parkers A., Thompson, T.R. Recording sound from human skeletal muscle: technical and physiological aspects. *Muscle & Nerve*, 12:126-134, 1989.

- Brozovich, F.V. and Pollack, G.H. Muscle contraction generates discrete sound bursts. *Biophys. J.*, 41:35-40, 1983.
- Buchthal, F. and Schmalbruch, H. Contraction times and fiber types in intact human muscle. *Acta Physiol. Scand.*, 79:435-452, 1970.
- Burke, R.E. Motor units: anatomy, physiology and functional organization. In *Handbook of Physiology. Section 1, The Nervous System*. Volume II, Motor Control, Part I. American Physiological Society, Bethesda, p.345-422, 1981.
- Burke, R.E. and Edgerton, V.R. Motor unit properties and selective involvement in movement. In: *Exercise and Sport sciences Reviews*, edited by J. H. Wilmore and J. F. Keogh. New York: Academic, v. 3, p. 31-81, 1975.
- Burke, R.E., Levine, D.N., Tsairis, P. and Zajac, F.E. Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *J. Physiol.*, 234: 723-748, 1973.
- Cervieri, A., Schneider, A.F., Zaro, M. e Vaz, M.A. *Adaptação do braço mecânico do dinamômetro isocinético Cybex (modelo Norm) para medição de flutuações de força*. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Florianópolis, 1999.
- Cole, N.M. and Barry, D.T. Muscle sound frequencies of the frog are modulated by skeletal muscle tension. *Biophys. J.*, 66:1104-1114, 1994.

- Costill, D.L., Fink, W.L. and Pollock, M.L. Muscle fiber composition and enzyme activities of elite distance runners. *Med. Sci. Sports & Exerc.*, 8:96-100, 1976.
- Desmedt, J.E. and Godaux, E. Fast motor units are not potentially activated in rapid voluntary contractions in man. *Nature London*, 267:717-719, 1977.
- Edgerton, V.R. Mammalian muscle fiber types and their adaptability. *Am. Zool.*, 18:113-125, 1978.
- Eriksson, B. , Gollnick, P. and Saltin, B. Muscle metabolism and enzym activities after training in boys 11-13 years old. *Acta Physiol. Scand.*, 87:485-497,1973.
- Faden, J.S. *Recruitment Order and its Relationship to the Neural and Muscular Properties of Motor Units in the Cat* (Ph. D. dissertation). College Park, MD: Univ. of Maryland, 1978.
- Faden, J.S. and Zajac, F.E. Direct comparison of recruitment order with neural and muscular properties of motor axons. *Neurosci. Abstr.* 3:271, 1977.
- Fedde, M.R., De Wet, R.D. and Kitchell, R.L. Motor unit recruitment pattern and tonic activity in respiratory muscles of gallus domesticus. *J. Neurophysiol.* 32:995-1004, 1969.

- Frangioni, J.V., Kwan-gett, T.S., Dobrunz, L.E. and McMahon, T.A. The mechanism of low-frequency sound production in muscle. *Biophys. J.*, 51:775-783, 1987.
- Freund, H.J. Motor unit and muscle activity in voluntary muscle control. *Physiol. Rev.* 63:387-436, 1983.
- Gydikov, A. and Kosarov, D. Some features of different motor units in human biceps brachii. *Pflügers Arch. Gesamte physiol. Menschen Tiere*, 347:75-88.
- Goldenberg, M.S.; Yack, H.J. and Cerny, F.J. Acoustic myography as and indicator of force during sustained contractions of a small hand muscle. *J. Appl. Physiol.* 70:87-91, 1991.
- Gollnick, P., Armstrong, R., Saltin, B., Saubert, C., Sembrowich, W. and Shepherd, R. Effect of training on enzyme activity and fiber composition of human skeletal muscle . *J. Appl. Physiol.*, 34:107-111, 1973.
- Gordon, G. and Holbourn, A.H.S. The sounds from single motor units in a contracting muscle. *J. Physiol.*, 107:456-464, 1948.
- Gunn, H.M. The mean fiber area of the semitendinosus, diaphragm and pectoralis transversus muscles in differing types of horse and dog. *J. Anat.*, 127: 403-415, 1978.

- Häggmark, T., Eriksson, E. and Jansson, E. Muscle fiber type changes in human skeletal muscle after injuries and immobilization. *Orthopedics*, 9:181-185, 1986.
- Henneman, E., Somjen, G. and Carpenter, D.O. Functional significance of cell size in spine motoneurons. *J. Neurophysiol.*, 28:560-580, 1965.
- Herreoun, E.F. and Yeo, G.F. Note on the sound accompanying the single contraction of skeletal muscle. *J. Physiol. Lond.*, 6:287-292, 1885.
- Herzog, W., Zhang . Y.T., Vaz, M.A., Guimarães, A.C.S. and Janssen, C. Assessment of muscular fatigue using vibromyography. *Muscle & Nerve*, 17:1156-1161, 1994.
- Holloszy, J.O. and Booth, F.W. Biochemical adaptations to endurance exercise in muscle. *Annu. Rev. Physiol.*, 38:237-291, 1976.
- Howald, H., Hoppeler, H., Claasen, H., Mathieu, O. and Straub, R. Influence of endurance training on the ultrastructural composition of the different muscle fiber types in humans. *Pfluegers Arch.*, 403:369-376, 1985.
- Hufschmidt, A., Schubnell, P. and Schwaller, I. Assessment of denervation by recording of muscle sound following direct stimulation. *EMG Clin. Neurophysiol.*, 27, 301, 1987.

- Inbar, O., kajser, P. and Tesh, P.A., Relationships between leg muscle fiber type distribution and leg exercise performance. *Int. J. Sports Med.*, 2:154-159, 1981.
- Jansson, E. and Kaisjer, L. Muscle adaptation to extreme endurance training in man . *Acta Physiol. Scand.*, 100:315-324, 1977.
- Johnson, M.A., Polgar, J., Weightman, D. and Appleton, D. Data on the distribution of fiber types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J. Neurol. Sci.*, 18:111-129, 1973.
- Kandel, E.R., Schawartz, J.H. and Jessel, T.M. *Principles of neural science*. 3rd ed. New York, *Elsevier*, 1991.
- Keidel, M. and Keidel, W.D. The computer-vibromyography as biometric progress in study muscle function. *Biomed.Technik*, 34:107-116,1989.
- Lammert, O., Jorgensen, F. and Einer-Jensen, N. Accelerometermyography (AMG) I: method for measuring mechanical vibrations from isometrically contracted muscles. *Biomechanics V-A*. Ed. P.V. Komi. Baltimore, University Park Press, p. 152-158, 1976.
- Larsson, L., Grimby, G. and Karlsson, J. Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *J. Appl. Physiol.*, 46:451-456, 1979.

Lexell, J., Henriksson-Larsen, K., Windlab, B. and Sjostrom, M.
Distribution of different fiber types in human skeletal muscles:
effects of aging studied in whole muscle cross-sections. *Muscle &
Nerve*, 6:588-595, 1983.

**Lieber, LR. *Skeletal Muscle Structure and Function*. Williams and
Wilkins, Baltimore, 1992.**

**Mai, J.V.; Edgerton, V.R. and Bernard, R.J. Capillarity of red, white
and intermediate muscles fibers in trained and untrained
guinea pigs. *Experientia*, 26:1222-1223, 1970.**

Marchetti, M., Felici, F., Bernardi, M., Minasi, P. and Di Filippo, L. Can
evoked phonomyography be used to recognize fast and
slow muscle in man? *Int. J. Sports Med.*, 13:65-68, 1992.

McDonald, K.S., Blaser, C.A. and Fitts, R.H. Force-velocity and power
characteristics of rat soleus muscle fibers after hind limb
suspension. *J. Appl. Physiol.*, 77:1609-1616, 1994.

McPhedran, A.M., Wuerker, R.B. and Henneman, E. Properties of
motor units in a homogeneous red muscle (soleus) of the cat. *J.
Neurophysiol.*, 28:71-84, 1965.

Mealing, D. and McCathy, P.W. Muscle sound frequency analysis from
fast and slow twitch muscle. *Annu.Int.Conf.*, Nagel, J.H. and Smith,
W.M., Eds. IEEE, New York, 948, 1991.

- Milner-Brow, H. S.; Stein, R. B. and Yemm, R. The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J. Physiol. London*, 230:359-370, 1973.
- Monster, A.W. Firing rate behavior of human motor units during isometric voluntary contraction: relation to unit size. *Brain Res.*, 171:349-354, 1979.
- Nigg, B.M. and Herzog, W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. Toronto John Wiley & Sons, 1994.
- Orizio, C. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 21:201-243, 1993.
- Orizio, C., Barata, R.V., Zhou B.H., Solomonow M. and Veicsteinas, A. Force and surface mechanomyogram relationship in cat gastrocnemius. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 9(2):131-140, 1999.
- Orizio, C., Perini, R. and Veicsteinas, A. Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 58:528-533, 1989.
- Orizio, C. and Veicsteinas, A. Soundmyogram analysis during sustained maximal voluntary contraction in sprinters and long distance runners. *Int. J. Sports Med.*, 13:594-599, 1992.
- Oster, G. and Jaffe, J.S. Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle. *Biophys. J.*, 30:119-129, 1980.

- Person, R.S. and Kudina, L.P. Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 32:471-483, 1972.
- Peter, J.B. Histochemical, biochemical and physiological studies of skeletal muscle and its adaptation to exercise. In: *Contractility of Muscle Cells and Related Processes*, edited by R.J. Podolsky. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall, p.151-173, 1971.
- Pette, D., Smith, M.E., Staudte, H.W. & Vrbová, G. Effects of long-term electrical stimulation on some contractile and metabolic characteristics of fast rabbit muscles. *Pfluegers Archiv*, 338:257-272, 1973.
- Prince, F.P., Hikida, R. and Hagerman, F.C. Human fiber types in power lifters, distance runners and untrained subjects. *Pfluegers Arch.*, 363:19-26, 1976.
- Sadoyama, T., Masuda, T. Miyata, H. and Katsuta, S. Fibre conduction velocity and fiber composition in human vastus lateralis. *Eur. J. Appl. Physiol.* 57:767-771, 1988.
- Salmons, S. & Vrbová, G. The influence of activity on some contractile characteristics of mammalian fast and slow muscles. *J. Physiol.*, 201:535-549, 1969.
- Saltin, B., Nazar, K., Costill, D.L., Stein, E., Jansson, E., Essén, B. and Gollnick, P.D. The nature of training response; peripheral and

central adaptations to one-legged exercise. *Acta Physiol. Scand.*,96:289-305, 1976.

Serway, R.A. e Faughn, J.S. Sound. In: *College Physics*. Saunders College Publishing, Toronto, 1985, pp. 339-369.

Simoneau, J., Lortie, G., Boulay, M. Marcotte, M. Thibault, M. and Bouchard, C. Human skeletal fiber alteration with high-intensity intermittent training. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 54:250-253, 1985.

Simoneau, J., Lortie, G., Boulay, M. Marcotte, M. Thibault, M. and Bouchard, C. Inheritance of human skeletal muscle and anaerobic capacity adaptation to high-intensity intermittent training. *Int. J. Sports Med.*, 7:167-171, 1986.

Simoneau, J. and Bouchard, C. Genetic determinism of fiber type proportion in human skeletal muscle. *FASEB J.*, 9: 1091-1095, 1995.

Shinohara, M., Kousaky, M., Yoshihisa, T. and Fukunaka, T. Mechanomyogram from the different heads of the quadriceps muscle during incremental Knee extension. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 78:289-295, 1998.

Staron, R.S., Karapondo, D.L., Kraemer, W.J., Fry, A.C., Gordon S. E., Falkel, J.E., Hagerman, F. C. and Hikida, R. S. Skeletal muscle adaptation during early phase of heavy-resistance training in men and Women. *J. Appl. Physiol.*, 76:1247-1255, 1994.

- Stokes, M.J. Acoustic myography: Application and considerations in measuring muscle performance. *Isokin. Exerc.*,3:4-15,1993.
- Stokes, M.J. and Cooper, R.G. Muscle sounds during voluntary and stimulated contractions of the human adductor pollicis muscle. *J. Appl. Physiol.*, 72: 1908-1913, 1992.
- Stokes, I.F., Moffroid, M.S., Rush, S. and Haugh, L.D.: comparison of acoustic and electrical signals from erector spine muscles. *Muscle & Nerve*, 11:331-336, 1988.
- Stokes, M.J. and Dalton, P.A. Muscles sounds reflect voluntary force in the fatigued human quadriceps. *Proc. Aust. Neurosci. Soc.*, 1:131, 1990.
- Stokes, M.J. and Dalton, P.A. Acoustic myography activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle. *J. Neurol. Sci.*, 101:163-167, 1991.
- Tesh, P.A. and Karlsson, J. Muscle fiber types and size in trained and untrained muscles of elite athletes. *J. Appl. Physiol.* 59: 1716-1720, 1985.
- Vaz, M.A. *Mechanism of Muscle Vibrations During Stimulated and Voluntary Isometric Contractions of Mammalian Skeletal Muscle*. A Dissertation Submitted to the Faculty of Graduate Studies in partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Doctor of Philosophy. Calgary, 1996.

- Vaz, M.A., Herzog, W., Zhang, Y.T., Leonard, T.R. and Nguyen, H. Mechanism of electrically elicited muscle vibrations in the in-situ cat soleus muscle. *Muscle & Nerve*, 19:774-776, 1996.
- Vrbová, G. Factors determining the speed of contraction of striated muscle. *J. Physiol.*, 185, p.17-18, 1966.
- Vrbová, G. Influence of activity on some characteristic properties of slow and fast mammalian muscles. *Exerc. and Sports Scienc. Rev.*, 7:180-207. 1979.
- Witzmann, F.A., Kim, D.H. and Fitts, R.H. Hind Limb immobilization: length-tension and contractile properties of skeletal muscle. *J. Appl. Physiol.*, 53:335-345, 1982.
- Wollaston, W.H. On the duration of muscle action. *Philos. Trans. R. Soc.*, 1-5;1810.
- Woods, J.J. and Bigland-Ritchie, B. Linear and non-linear surface EMG/ force relationship in human muscles. *Am. J. Physiol. Med.*, 62:287-299, 1983.
- Wuerker, R.B., Mc Phedran, A.M. and Henneman, E. Properties of motor units in a heterogeneous pale muscle (m. gastrocnemius) of the cat. *J. Neurophysiol.*, 28:85-99, 1965.
- Zajac, F. E. and Faden, J. S. Tetanic tension appears to be a perfect predictor for recruitment of plantaris (PL) motor units in the cat. *Soc. Neurosci. Abstr.*, 5: 532, 1979.

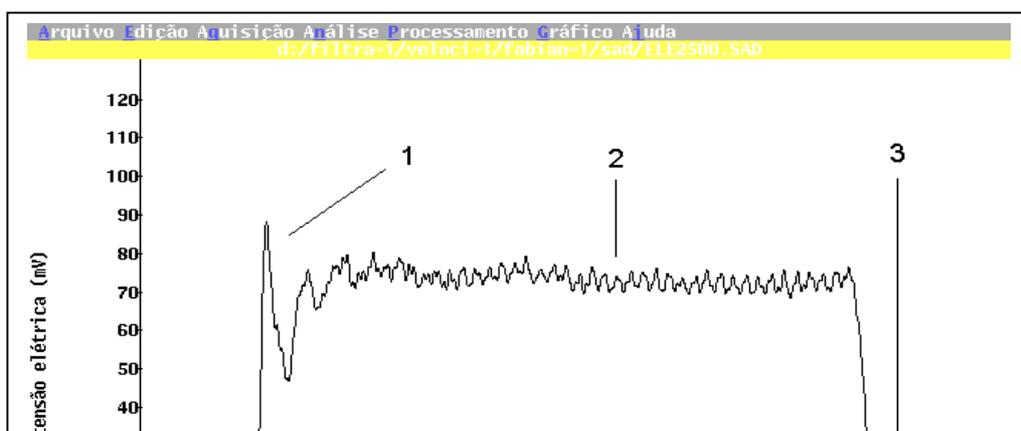
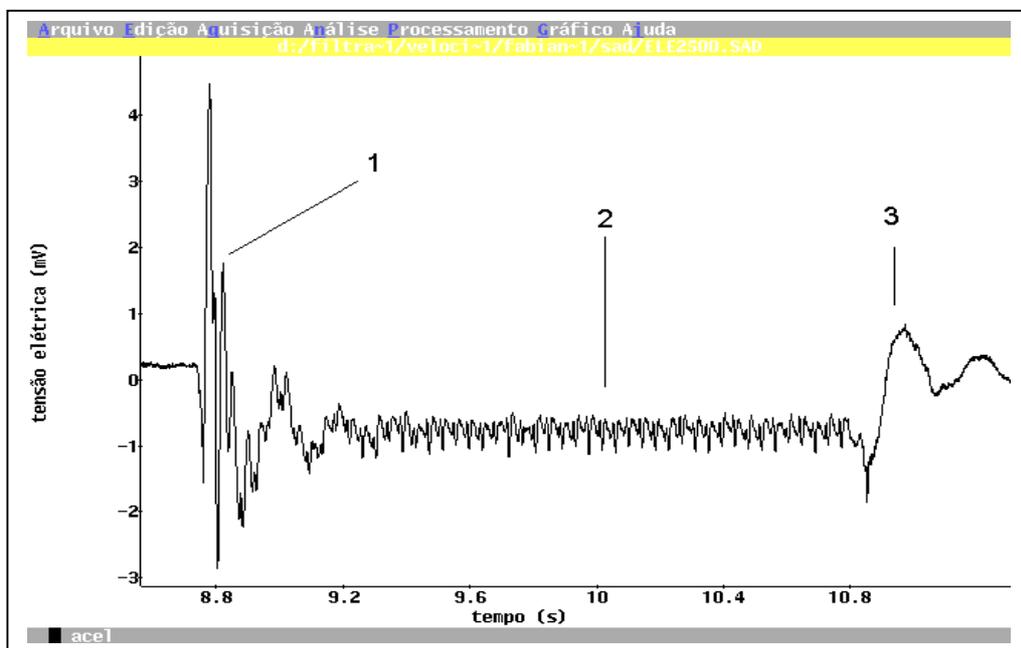
Zhang, Y.T., Parker, P.A., Herzog, W. and Guimarães, A. C.

Distributed random electrical neuromuscular stimulation: effects of the inter-stimulus interval statistics on the EMG spectrum and frequency parameters. *J. Rehab. Res. Develop.*, 31: 303-316, 1994.

Zwarts, M.J. and Keidel, M. Relationship between electrical and vibratory output of muscle during voluntary contraction and fatigue. *Muscle & Nerve*, 14:756-761,1991.

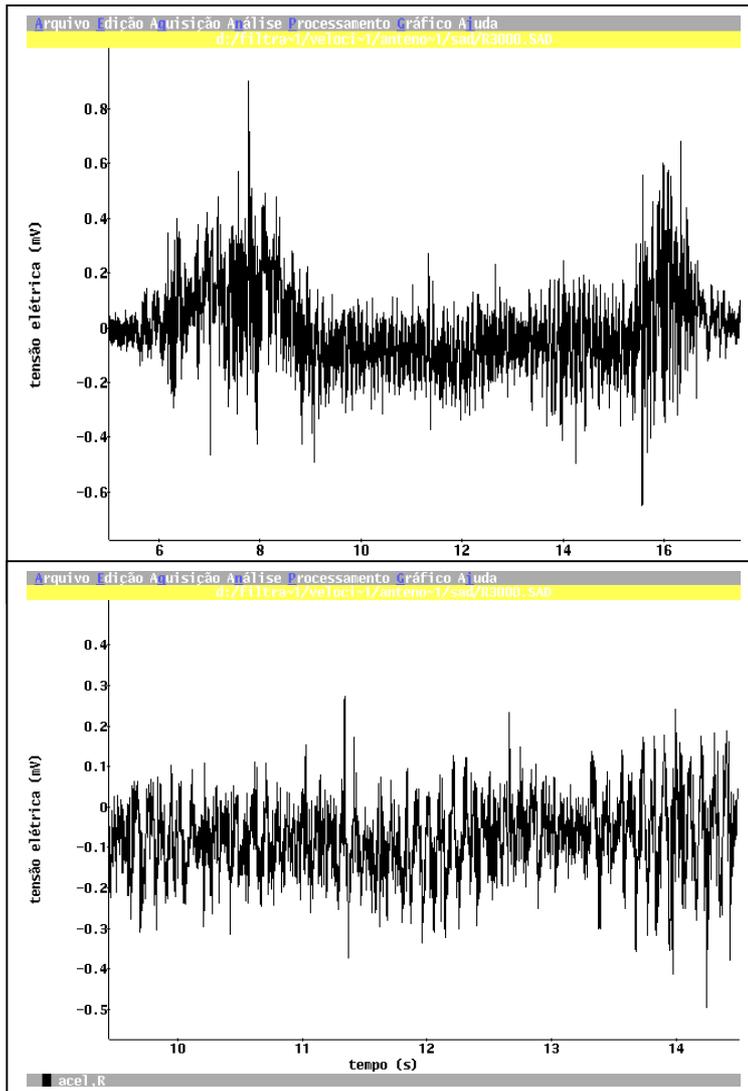
ANEXO 1

Exemplo de um sinal MMG e a resposta de força correspondente de uma contração produzida com uma freqüência de estimulação de 25 Hz (1) no início da contração, (2) durante o platô da contração tetânica e (3) durante o relaxamento.



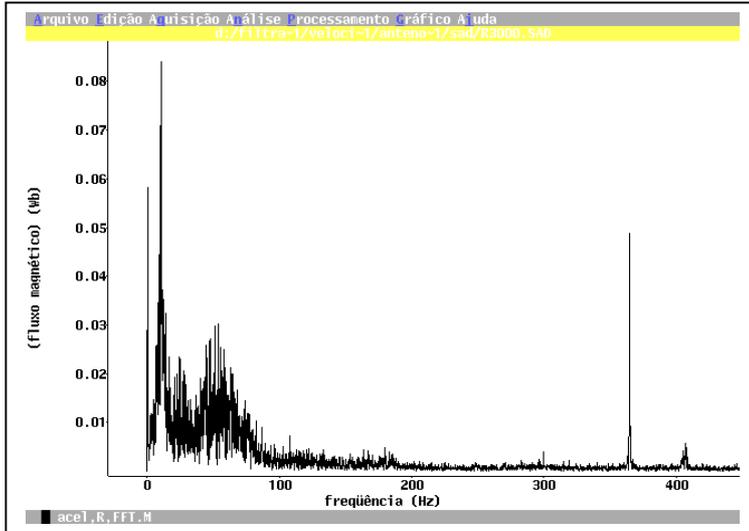
ANEXO 2

Etapas do processamento do sinal MMG nas contrações voluntárias (80% CVM)

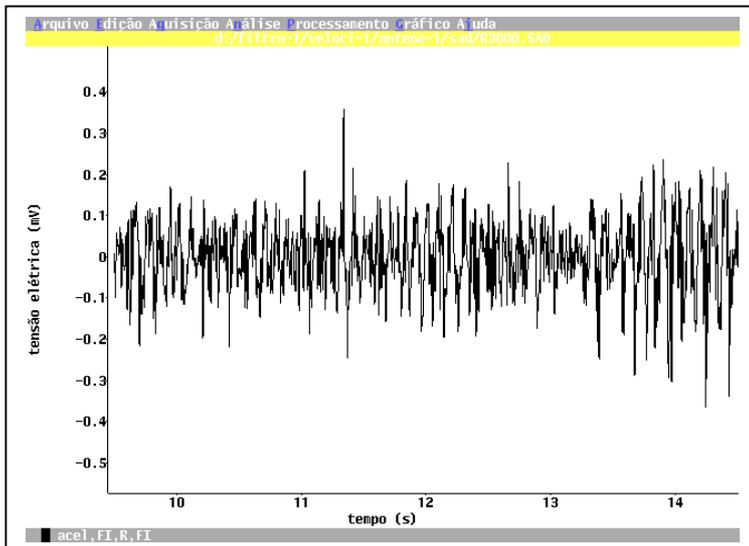


MMG bruto após a retirada do “ganho”.

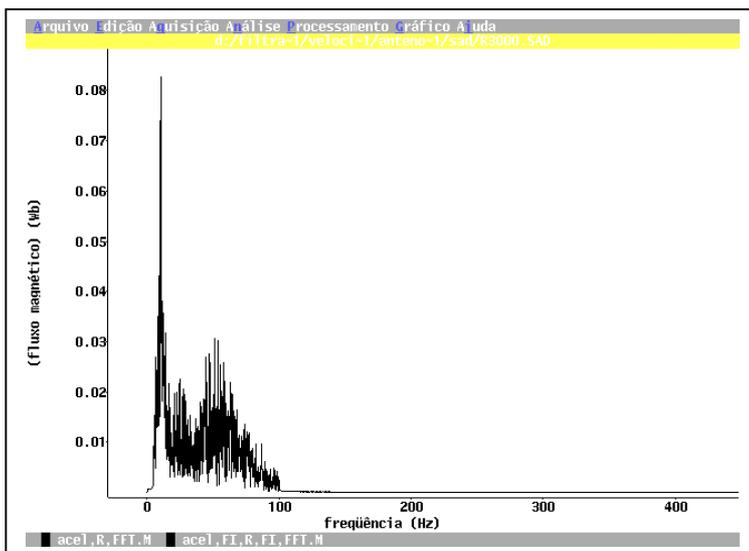
2. Intervalo de 5 segundos extraído do sinal MMG bruto.



3. Espectro de frequência (FFT) do intervalo de 5 segundos do sinal MMG bruto.

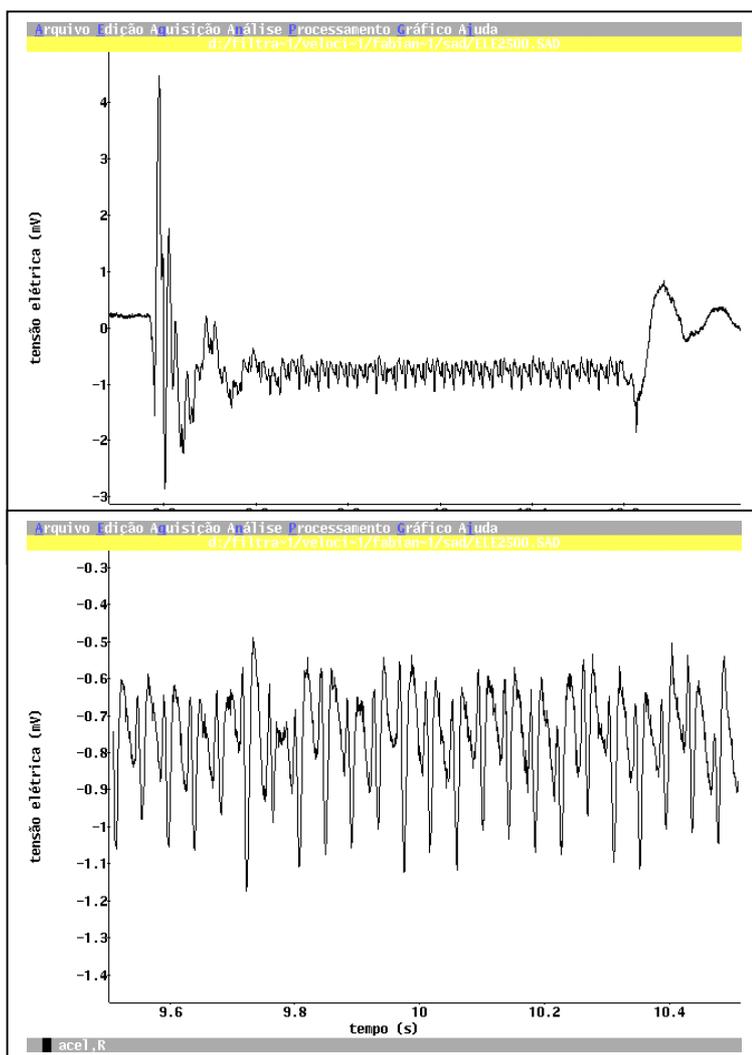


4. Intervalo de 5 segundos do sinal MMG filtrado.



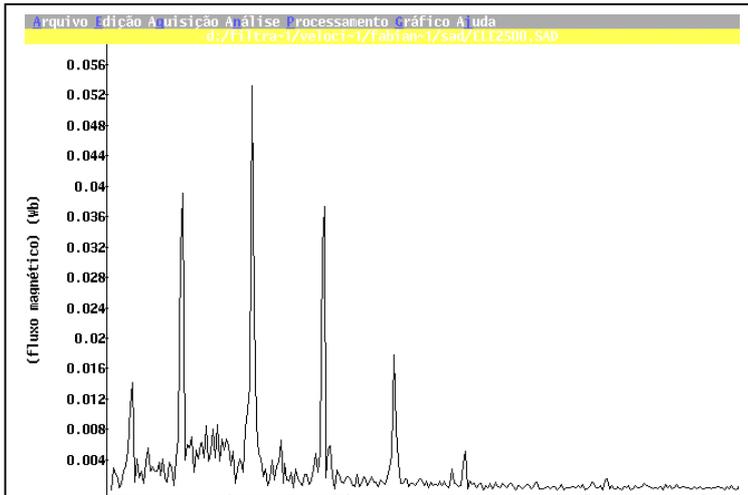
5. Espectro de frequência (FFT) do intervalo de 5 segundos do sinal MMG filtrado (filtro ideal de 3 a 100 Hz). Observe os ruídos eliminados nas frequências de 0 a 3 Hz e acima de 100 Hz.

Etapas do processamento do sinal MMG nas contrações produzidas por estimulação elétrica artificial (frequência de estimulação = 25 Hz).

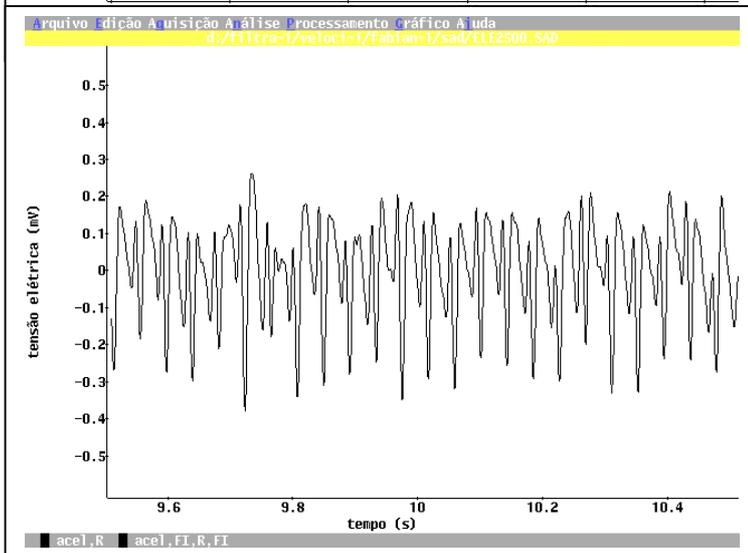


1. Sinal MMG bruto após a retirada do “ganho”.

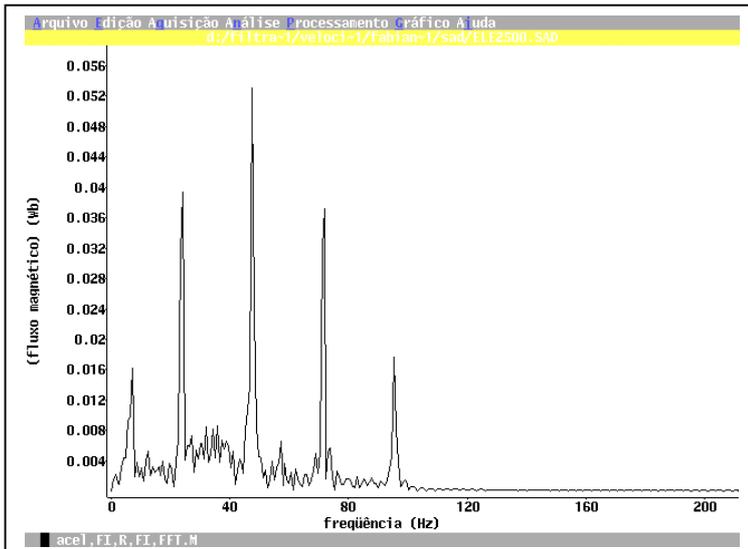
2. Intervalo de 1 segundo extraído do sinal MMG bruto.



3. Espectro de frequência (FFT) do intervalo de 1 segundo do sinal MMG bruto.



4. Intervalo de 1 segundo do sinal MMG filtrado.



5. Espectro de frequência (FFT) do intervalo de 1 segundo do sinal MMG filtrado.

