

Universidade Federal de Juiz de Fora

Felipe Costa Alvim

INVESTIGAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO
MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL EM DIFERENTES NÍVEIS DE FORÇA
ISOMÉTRICA VOLUNTÀRIA

Juiz de Fora

2012

Felipe Costa Alvim

INVESTIGAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO
MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL EM DIFERENTES NÍVEIS DE FORÇA
ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO
CORPO DOCENTE DO PROGRAMA DE
PÓS GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO
FÍSICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL
DE JUIZ DE FORA COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO
GRAU DE MESTRE EM ASPECTOS
BIODINÂMICOS DO MOVIMENTO
HUMANO.

Dr. José Marques Novo Júnior

Orientador

Dr. David Sérgio Adães de Gouvêa

Co orientador

Juiz de Fora

2012

Alvim, Felipe Costa.

Investigação das propriedades do sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial em diferentes níveis de força isométrica voluntária / Felipe Costa Alvim.

– 2012.

66 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Aspectos biodinâmicos do movimento humano)-Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2012.

1. Força. 2. Eletromiografia. 3. Bíceps braquial. I. Título.

Felipe Costa Alvim

INVESTIGAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO
MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL EM DIFERENTES NÍVEIS DE FORÇA
ISOMÉTRICA VOLUNTÀRIA

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO
CORPO DOCENTE DO PROGRAMA DE
PÓS GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO
FÍSICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL
DE JUIZ DE FORA COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO
GRAU DE MESTRE EM ASPECTOS
BIODINÂMICOS DO MOVIMENTO
HUMANO APROVADA EM:

__/__/__

Prof. Dr. José Marques Novo Júnior

Prof. Dr. David Sérgio Adães de Gouvêa

Prof. Dr. Márcio Nogueira de Souza

Juiz de Fora

2012

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais Sílvio de Oliveira Alvim e Maria do Perpétuo Socorro Costa Silva Alvim pelo apoio e compreensão.

À minha irmã Silvia Maria Costa Alvim Macedo e ao meu cunhado Márcio Campos Macedo pelo carinho.

Enfim, a minha família que de longe ou de perto, sempre com palavras de apoio e incentivo fizeram nunca passar pela minha cabeça desistir.

Agradeço ao Antônio Paulo André de Castro pela parceria, pelos momentos de divisão do saber e também pela partilha das aflições e das dúvidas. Este texto também é fruto do seu trabalho.

Aos inúmeros colegas de laboratório por todos os momentos que passamos juntos. Foi, de fato, um aprendizado que levarei para toda a vida aquele que eu puder ter com todos vocês.

Ao meu orientador José Marques Novo Júnior por acreditar em mim e me conceder essa oportunidade.

Ao meu co orientador David Sérgio Adães de Gouvêa pelo desprendimento, por compartilhar tamanho conhecimento.

Agradeço aos mestres de toda a minha vida. Em especial à Jennifer Granja Peixoto por plantar em mim a semente da pesquisa e a Paula Chagas pelo exemplo.

Aos meus amigos, aos que me carregaram em seus braços até aqui. Eles tornaram meus momentos de folga especiais e fizeram com que eu pudesse retornar ao trabalho revigorado. Um agradecimento especial aos meus amigos Rodrigo Reis de Oliveira, Diogo Simões Fonseca, Ricardo Valle de Melo e Camyla Lotti.

Finalmente agradeço a Deus por me fazer seu instrumento, por ser o responsável por todas as coisas maravilhosas que acontecem na minha vida. Estou certo que não mereço tanto.

RESUMO

Introdução: O sistema nervoso central (SNC) utiliza o recrutamento de unidades motoras e a modulação da frequência de ativação dessas unidades para controlar a força voluntária exercida por um músculo. A eletromiografia de superfície (sEMG) pode ser utilizada para captar o sinal elétrico resultante do somatório dos potenciais de ação das fibras musculares recrutadas durante o processo de produção de força. A análise da variável *root mean square* (RMS) e da frequência mediana (Fm) tem sido utilizada para extrair informações a respeito dos mecanismos de controle da força utilizados pelo SNC. **Objetivos:** Investigar as propriedades do sinal eletromiográfico de indivíduos adultos através das variáveis RMS, Fm e da análise da distribuição da potência por faixas de frequência em contrações isométricas para os níveis de força iguais a 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80% e 90% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM). **Metodologia:** Os sinais eletromiográficos foram obtidos a partir da contração isométrica voluntária do bíceps braquial de vinte voluntários jovens saudáveis bilateralmente nos níveis submáximos de força. Um algoritmo foi elaborado visando identificar o trecho ideal do sinal eletromiográfico a ser analisado. As variáveis RMS, Fm e a densidade de potências por faixa de 5 Hz e 10 Hz foram calculadas. **Resultados e discussão:** A variável RMS apresentou aumento linear com o incremento da força, conforme esperado. A variável Fm apresentou aumento entre 10% e 30% da CIVM e diminuiu para níveis de força superiores. Esse comportamento pode estar relacionado ao protocolo experimental conforme indicado na literatura. A análise da densidade de potência por faixa mostrou uma concentração da densidade de potência na faixa entre 40 e 50 Hz em 10% da CIVM. Essa concentração de potência diminuiu progressivamente em 20% e 30% do nível de força e voltou a ocorrer, na mesma faixa de frequência, em 40% da CIVM. Esse comportamento pode estar relacionado ao acréscimo de fibras de contração dos tipos IIa e IIb ao processo produção de força. Entre 40 e 90% da CIVM a concentração de potência na faixa entre 40 e 50 Hz diminuiu. **Conclusões:** As variáveis extraídas do sinal eletromiográfico apresentaram comportamento compatível com o descrito na literatura em protocolos contendo contrações em diversos níveis submáximos da CIVM. Suas variações podem estar relacionadas a diferenças no protocolo experimental. A análise da densidade de potência por faixa de frequências pode trazer informações adicionais estando relacionadas ao processo de recrutamento e ativação das unidades motoras durante o incremento de força.

Palavras chave: Força. Eletromiografia. Bíceps braquial.

ABSTRACT

Introduction: Central nervous system (CNS) uses the motor unit recruitment and the rate coding of the recruited units to control the voluntary force exerted by a muscle. Surface electromyography (sEMG) can be used to capture the electrical signal resulting from the summation of the action potentials of the muscle fibers recruited during the force production. The analysis of the variable root mean square (RMS) and median frequency (Fm) has been used to extract information about the control mechanisms of force used by the CNS. **Objectives:** To investigate the properties of the electromyographic signal through RMS and Fm variables and analyze the power density distribution in frequency bands in isometric force levels equal to 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80% and 90% of maximal voluntary isometric contraction (MVIC). **Methods:** The signals were obtained bilaterally from the isometric contraction of the biceps brachii muscle of twenty young healthy volunteers in submaximal force levels. An algorithm was developed to identify the ideal section of the electromyographic signal to be analyzed. The variable RMS, Fm and power density distribution in frequency bands of 5 Hz and 10 Hz were calculated. **Results and discussion:** The variable RMS increased linearly with increasing force, as expected. The variable Fm had increased between 10% and 30% MVIC and then decreased toward high force levels. This behavior can be related to the experimental protocol as described in the literature. The analysis of the power density distribution in frequency bands showed a concentration of power density in the range between 40 Hz and 50 Hz in 10% MVIC. This power density concentration progressively reduced in 20% to 30% of the MVIC and occurs again on the same frequency range in 40% MVIC. This behavior may be related to increased fibers type IIa and IIb to the force production process. From 40% to 90% of the MVIC the concentration in power density in range between 40 Hz and 50 Hz decreases. **Conclusions:** The variables extracted from the EMG signal showed behavior compatible with the protocols described in the literature containing submaximal contractions at different levels of MVIC. Their variations may be related to differences in experimental protocol. The analysis of power density distribution in frequency bands can provide additional information being related to the recruitment and rate coding of motor units during the increase in voluntary force.

Key words: Force. Electromyography. Biceps Brachii.

SUMÁRIO

Capítulo 1. Introdução.....	8
1.1. Objetivo.....	11
1.2. Organização do trabalho.....	11
Capítulo 2. Fisiologia.....	13
2.1. Os sistemas nervoso e osteomioarticular.....	13
2.2. Fibras musculares.....	14
2.3. Unidade motora.....	16
2.4. Placa motora.....	17
2.5. Sistema de condução.....	18
2.6. Controle da produção de força e princípio do tamanho.....	18
2.7. Alterações no controle da produção de força.....	20
Capítulo 3. Revisão da Literatura.....	22
Capítulo 4. Avaliação da força muscular e eletromiografia.....	27
4.1. Dinamometria.....	27
4.2. Eletromiografia de superfície.....	27
4.2.1. Domínio do tempo.....	28
4.2.2. Domínio da frequência.....	29
Capítulo 5. Aspectos teóricos.....	31
5.1. Valor médio quadrático.....	31
5.2. Função Densidade Espectral de Potência.....	32
Capítulo 6. Material e metodologia.....	35
6.1. Material.....	35
6.2. Amostra.....	35
6.3. Protocolo experimental.....	36
6.4. Seleção dos trechos do sinal para análise.....	38
6.5. Processamento dos dados.....	40
6.5.1. RMS.....	40
6.5.2. Espectro de potência.....	41
6.5.3. Frequência mediana.....	41
6.5.4. Estimativa da densidade de potências por faixa de frequência.....	42
6.6. Análise estatística.....	43
Capítulo 7. Resultados e discussão.....	45
7.1. Amostra.....	45
7.2. Sinal eletromiográfico no domínio do tempo.....	47
7.3. Sinal eletromiográfico no domínio da frequência.....	50
7.4. Análise da densidade de potência por faixa de frequência.....	56
Capítulo 8. Conclusões.....	61
Referências bibliográficas.....	62
Apêndices.....	66
Anexo.....	73

1. INTRODUÇÃO

A produção e o controle da força muscular é um processo complexo do qual participam o sistema nervoso central, o sistema nervoso periférico e o sistema osteomioarticular.

O sistema nervoso central organiza o funcionamento dos músculos e os controla de modo a graduar a força exercida por cada um deles visando permitir a manutenção da postura ou produzir movimento (BURKE, 1981). Os principais mecanismos utilizados pelo sistema nervoso central para controlar a força exercida por um músculo são o recrutamento de unidades motoras e a modulação na frequência de disparo das unidades motoras ativas (MILNER-BROWN, STEIN e YEMM, 1973a). O sistema nervoso periférico é responsável por conduzir os impulsos do sistema nervoso central até os órgãos efetores ou conduzir os impulsos nervosos da periferia do corpo até o sistema nervoso central (MACHADO, 2000). Já o sistema osteomioarticular tem como função produzir força e movimento (GUYTON e HALL, 2002).

A produção de força pode ser influenciada por fatores como envelhecimento, distúrbios metabólicos e neurológicos (MCCOMAS, 1998). Entretanto, podem ocorrer adaptações no sistema nervoso central, periférico e no sistema osteomioarticular com o objetivo de compensar os déficits gerados na produção e no controle da força muscular (DANTES e MCCOMAS, 1991). Essas compensações modificarão o padrão de recrutamento e ativação das fibras musculares e alterarão o mecanismo de produção de força dos indivíduos. Alterações nos processos de recrutamento das fibras musculares dos diferentes tipos e na ativação dessas fibras recrutadas poderão produzir alterações na maneira como a força é produzida e, conseqüentemente, no movimento humano..

Uma unidade motora é composta por um motoneurônio e as fibras musculares que este motoneurônio inerva. A transmissão do impulso do ramo do axônio do motoneurônio para a fibra muscular ocorre nas placas motoras. A ativação das fibras musculares depende da frequência de ocorrência dos estímulos provenientes do sistema nervoso central. Esses estímulos, compreendidos como um trem de impulsos elétricos, controlam o funcionamento

da fibra muscular que apresenta potencial elétrico negativo em repouso e potencial elétrico positivo quando ativada. A excitação da fibra muscular promove a alteração do potencial elétrico negativo para positivo, gerando um pulso elétrico que percorre a fibra muscular nos sentidos proximal e distal, a partir da placa motora, desencadeando a contração muscular (DE LUCA, 1979).

A captação dos potenciais elétricos das membranas das fibras musculares pode ser realizada utilizando-se eletrodos de agulha implantados dentro do músculo a ser estudado. Embora essa técnica forneça resultados relacionados ao funcionamento de fibras musculares específicas, por ser um processo invasivo, tem sido preterida a favor da EMG de superfície.

Na EMG de superfície o sinal captado é o somatório dos potenciais de ação das fibras musculares localizadas sob eletrodos fixados na superfície da pele dos indivíduos (DE LUCA, 1979). Embora o sinal eletromiográfico sofra influências da quantidade de tecido adiposo subcutâneo interposto entre a musculatura a ser avaliada e a superfície da pele, e da forma do posicionamento e da distância utilizadas entre os eletrodos de captação do sinal, esta técnica é não invasiva, de fácil aplicação e tem sido utilizada em um grande número de trabalhos de pesquisa e em avaliações clínicas (DE LUCA, 1997).

O sinal eletromiográfico de superfície pode ser analisado no domínio do tempo através da variável *root mean square* (RMS) para avaliar a potência resultante do somatório dos potenciais de ação que percorrem as superfícies das membranas das fibras musculares (MILNER-BROWN e STEIN, 1975; FARINA, FOSCI e MERLETTI, 2002). A variável RMS tem sido utilizada para a quantificação da potência do sinal eletromiográfico em contrações isométricas com incremento de força de modo linear ou em contrações isométricas em níveis de força submáximos pré-estabelecidos (GERDLE ET AL. 1997; E FARINA, FOSCI e MERLETTI, 2002). Esses estudos evidenciam que, durante o incremento da força voluntária, o aumento da variável RMS está relacionado ao aumento no número de unidades motoras ativas ou ainda ao aumento do nível de ativação das fibras musculares que já estavam ativas anteriormente.

No domínio da frequência, o sinal eletromiográfico de superfície pode ser estudado através da frequência mediana. Esta variável é estimada a partir da Função Densidade Espectral de Potência e representa a posição no eixo de frequências que determina a divisão da potência total do espectro em duas partes

iguais. A variação da frequência mediana foi associada, segundo Solomonow (1990), à variação da velocidade de condução média das fibras musculares ativas em um determinado momento no músculo. A sua importância deve-se ao fato dos pulsos com menores durações estarem relacionados às fibras musculares com maiores velocidades de condução e que tendem a acrescentar energia ao espectro do sinal em bandas de frequência mais altas. Por sua vez, pulsos com maiores durações estão relacionados às fibras musculares com menores velocidades de condução e que tendem a acrescentar energia ao espectro do sinal em bandas de frequência baixas (HERZOG e NIGG, 2007).

A frequência mediana poderia ser uma variável sensível às modificações no padrão de recrutamento muscular na medida em que fibras com velocidades de condução diferentes fossem acrescentadas ao processo de contração muscular e produção de força (SOLOMONOW, 1990 e ALVIM, 2010). Entretanto, estudos que tinham como objetivo relacionar a evolução da frequência mediana durante o incremento da força voluntária às estratégias motoras de recrutamento de fibras de diferentes tipos para a produção de força muscular tiveram resultados divergentes.

Em diversos estudos (MORITANI e MURO, 1987; GERDLE, ERIKSSON e BRUNDIN, 1990; GERDLE et al., 1991; MERLETTI et al. 1992; BERNARDI et al., 1995) foi mostrado que a frequência mediana aumentou com o incremento da força muscular exercida pelo voluntário. Por outro lado, os estudos de Petrofsky e Lind (1980) e Vitassalo e Komi(1978) demonstraram não haver variação da frequência mediana em decorrência do aumento na força exercida. Adicionalmente, estudos realizados por Westbury e Shaughnessy (1987); Knaflitz, Merletti e DeLuca (1990) e Rainoldi (1999) mostraram, ainda, que a frequência mediana diminuiu com o aumento da força muscular.

Existem inúmeras teorias para explicar os motivos do comportamento díspare da frequência mediana decorrente do aumento da força voluntária. As diferenças entre as velocidades de condução das fibras musculares podem ser as responsáveis por esse comportamento da frequência mediana (RAINOLDI 1999). As diferenças no protocolo experimental também podem ser as responsáveis pela variação no comportamento da frequência mediana (RAINOLDI, 1999). Além disso, as diferenças na profundidade das fibras musculares recrutadas durante o incremento de força podem atenuar o potencial de ação até que este seja captado

pelos eletrodos na superfície da pele e, portanto, acrescentam menos energia ao sinal eletromiográfico de superfície (FARINA, FOSCI e MERLETTI, 2006).

Embora a literatura utilize as variáveis RMS, no domínio do tempo, e frequência mediana, no domínio da frequência, como indicadores da variabilidade dos sinais eletromiográficos a forma de onda da Função Densidade Espectral de Potência não tem sido investigada. Alterações da forma de onda, considerando uma redução na potência em torno da frequência mediana e um incremento equilibrado nas bandas de baixa e alta frequências, poderiam não alterar o valor desta variável apesar de indicar modificações no processo. Desta forma, a investigação da composição da potência espectral por faixas de frequências poderia fornecer informações relevantes para a análise do sinal eletromiográfico, como tem sido utilizado para sinais eletroencefalográficos (NIEDERMEYER, 1993) e sinais de variabilidade da frequência cardíaca (ACHARYA et al., 2006).

1.1. OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é investigar as propriedades do sinal eletromiográfico de indivíduos adultos normais através da variável RMS, da frequência mediana e da distribuição da potência por faixa de frequências, para sinais eletromiográficos adquiridos durante contrações isométricas para os níveis de força iguais a 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, e 90% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

1.2. ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

No capítulo 2 é realizada uma revisão de conceitos relacionados à fisiologia muscular.

O capítulo 3 mostra uma revisão de literatura que descreve estudos relacionados ao tema desta dissertação.

Aspectos relevantes para a compreensão da metodologia de investigação da força muscular e dos sinais eletromiográficos são abordados no capítulo 4.

O capítulo 5 apresenta os fundamentos teóricos relacionados ao valor RMS, à frequência mediana, à Função Densidade Espectral de Potência e à análise da potência por faixa utilizada para o processamento dos sinais de força e EMG. Adicionalmente, são comentados os testes estatísticos usados no trabalho.

No capítulo 6 estão descritos os materiais e a metodologia empregada neste trabalho visando cumprir o objetivo proposto.

No capítulo 7 os resultados são mostrados e discutidos considerando a metodologia utilizada neste trabalho. Adicionalmente, neste capítulo, os resultados são comparados com aqueles encontrados na literatura.

As conclusões estão resumidas no capítulo 8.

2. FISILOGIA

2.1. OS SISTEMAS NERVOSO E OSTEOMIOARTICULAR

O sistema nervoso central organiza o funcionamento dos músculos, responsáveis pela produção de tensão mecânica, de modo a exercerem somente a força necessária naquele momento, tanto para a manutenção de uma determinada postura quanto para produzir um movimento específico. Para isso, o sistema nervoso central utiliza estratégias variadas que combinam o recrutamento das unidades motoras e a ativação das fibras musculares para que os músculos ativos possam produzir uma intensidade maior ou menor de força (BURKE, 1981).

O sistema nervoso periférico é formado por fibras nervosas, gânglios nervosos e órgãos terminais. As fibras nervosas podem ser aferentes, responsáveis por conduzir impulsos nervosos da periferia do corpo até o sistema nervoso central, ou eferentes, responsáveis por conduzir os impulsos do sistema nervoso central até o órgão efetor. As fibras nervosas responsáveis por conduzir o impulso elétrico do sistema nervoso central até os músculos esqueléticos são denominadas motoneurônios (MACHADO, 2000).

O sistema osteomioarticular é formado pelos ossos, articulações e músculos do corpo. Os músculos são responsáveis por receber os impulsos do sistema nervoso central e produzir força. O nível de tensão a ser gerado é definido pelo sistema nervoso central através da modulação dos impulsos elétricos enviados ao músculo. A força gerada nos músculos é transmitida aos ossos através dos tendões e aponeuroses. Os ossos, sob os efeitos das forças musculares e da força da gravidade, interagem entre si pelas articulações formando alavancas e produzem movimento ou mantêm a postura desejada (HERZOG e NIGG, 2007).

A produção e o controle do movimento também contam com a participação do sistema vestibular, responsável pela sensação do posicionamento do corpo no espaço, e do sistema visual, que fornecem ao sistema nervoso central informações a respeito da ação que está sendo executada. Esses sistemas são denominados de sistemas de *feedback*.

2.2. FIBRAS MUSCULARES

As fibras musculares são células alongadas, multinucleadas e que contém organelas citoplasmáticas especializadas na transformação de energia química em energia mecânica. Essa energia mecânica promove o encurtamento longitudinal das fibras musculares e, conseqüentemente, o encurtamento muscular.

OLSON, CARPENTER e HENNEMAM (1965) foram os primeiros pesquisadores a dissecar e estimular axônios motores individualmente, e seus experimentos mostraram que as propriedades contráteis das fibras musculares, inervadas por diferentes neurônios, podem diferir consideravelmente mesmo dentro de um mesmo músculo. Pesquisas posteriores foram capazes de identificar que as fibras musculares estriadas esqueléticas possuem características mecânicas e metabólicas variáveis entre si. Os diferentes tipos de fibras podem ser identificados com base na sua velocidade de encurtamento ou de acordo com a fonte energética utilizada por elas na formação de ATP.

As fibras que possuem moléculas de miosina com baixa capacidade de metabolizar o ATP possuem velocidades de contração menores e, por isso, são conhecidas como fibras de contração lenta ou tipo I. Já as fibras de contração rápida (ou tipo II) possuem moléculas de miosina com alta capacidade em metabolizar o ATP e produzir energia. Essa velocidade aumentada das reações irá determinar o número de ligações realizadas entre as moléculas de actina e miosina em um intervalo de tempo, aumentando a velocidade de encurtamento da fibra muscular.

As fibras musculares também podem ser classificadas de acordo com a disponibilidade celular de enzimas disponíveis para a síntese de ATP. Segundo Burke (1981), algumas fibras tem uma capacidade maior de realizar a glicólise aeróbia, enquanto outras exibem uma capacidade maior em realizar a glicólise de maneira anaeróbia. As fibras com alta capacidade de realizar a glicólise aeróbia possuem um número elevado de mitocôndrias e, portanto, uma alta capacidade de realizar a fosforilação de maneira oxidativa. As fibras que possuem grande concentração desse tipo de organelas citoplasmáticas especializadas na fosforilação oxidativa do ADP durante o processo de produção do ATP são

chamadas fibras oxidativas. Existem, ainda, fibras com um número pequeno de mitocôndrias que, entretanto, possuem uma concentração elevada de enzimas glicolíticas e uma grande reserva de glicogênio. Essas fibras têm como característica metabólica a produção de ATP de forma anaeróbia, ou seja, sem a presença do oxigênio, e são denominadas fibras glicolíticas.

De acordo com as características encontradas nas fibras musculares, podemos distinguir, em um músculo saudável, três tipos principais de fibras musculares:

- Fibras lentas oxidativas (tipo I): combinam uma baixa capacidade em metabolizar ATP com uma alta capacidade em produzir o ATP de maneira oxidativa.
- Fibras rápidas oxidativas glicolíticas (tipo IIa): combinam alta capacidade em metabolizar o ATP, alta capacidade oxidativa e uma capacidade glicolítica moderada.
- Fibras rápidas glicolíticas (tipo IIb): combinam uma alta capacidade na metabolização do ATP e um metabolismo preferencialmente glicolítico.

O diâmetro médio de uma fibra muscular é frequentemente correlacionado com seu tipo histoquímico. Quanto maior o diâmetro das fibras musculares, maior a possibilidade desta fibra ser do tipo II.

As fibras do tipo I possuem, em geral, menores diâmetros, mas apresentam proporcionalmente maior superfície em contato com os capilares sanguíneos. Tal fato favorece as trocas de gases e nutrientes dessas fibras, cujo metabolismo é predominantemente aeróbio. A desvantagem dessas fibras é a menor quantidade de miofibrilas e menos força a ser produzida (KUGELBERG e LINDEGREN, 1979 e ROMANUL, 1965).

As fibras também diferem entre si quanto à sua capacidade em resistir à fadiga. As fibras musculares do tipo I produzem ATP de maneira oxidativa e, por possuírem uma fonte constante de oxigênio e glicose, apresentam alta resistência à fadiga e conseguem manter a produção de força por longos períodos com pequenas perdas na quantidade de tensão mecânica gerada, enquanto as fibras do tipo IIb fadigam rapidamente.

O número de fibras musculares e a proporção de cada um dos tipos de fibras podem variar de músculo para músculo e de indivíduo para indivíduo. De

acordo com KLEIN (2003) o bíceps braquial de um homem adulto pode possuir até 260 mil fibras musculares. Deste total de fibras, aproximadamente 40% pertencem ao tipo I, enquanto os 60% restantes pertencem aos tipos IIa e IIb. Desta faixa, consideram-se que 50% são do tipo IIa e 50% são do tipo IIb.

2.3. UNIDADE MOTORA

O conjunto formado por um motoneurônio e as fibras musculares inervadas pelos ramos deste motoneurônio é chamado de unidade motora (GUYTON e HALL, 2002). A figura 2.1 mostra todos os componentes de uma unidade motora e como esses componentes estão organizados. O número total e a proporção dos tipos de unidades motoras variam entre diferentes músculos e diferentes indivíduos. As estimativas do número de unidades motoras para diferentes músculos em humanos podem variar, em média, de 87 no extensor curto dos dedos a 411 unidades nos músculos da eminência hipotenar (MCCOMAS, 1998).

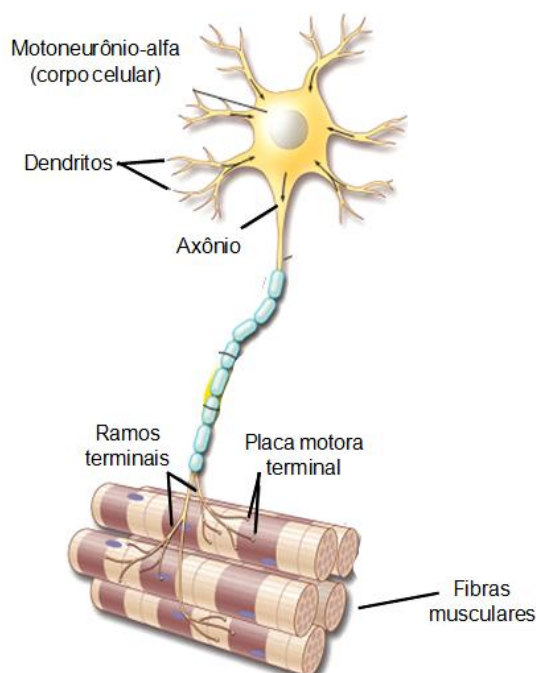


Figura 2.2 – Ilustração das estruturas das Unidades Motoras. Adaptado de Katch, McArdle e Katch (2011).

O número de fibras musculares inervadas por um dado motoneurônio é chamado de razão de inervação para aquela unidade motora. A razão de inervação pode variar entre os diversos músculos. No bíceps braquial essa razão pode variar entre 600 e 1.700, enquanto em músculos menores, essa razão pode variar entre 100 e 340 (primeiro lumbrical) (FEINSTEIN, 1955).

As unidades motoras cujas fibras tenham perfis histoquímicos diferentes podem apresentar velocidades de encurtamento diferentes. Unidades motoras que apresentam uma lenta resposta em consequência a um estímulo tendem a apresentar fibras musculares que produzem, todas elas, pequenas tensões musculares. Em oposição às unidades motoras de contração rápida que apresentam fibras musculares que tem a possibilidade de exercer maior tensão muscular em consequência a um estímulo (APPELBERG e EMONET-DÉNAND, 1967). Desta forma, considerando os perfis histoquímicos diferenciados das fibras do tipo I, tipo IIa e tipo IIb, estudos têm confirmado a existência de três faixas nos tempos de contração nas unidades motoras humanas (ANDREASSEN e ARENDT-NIELSEN, 1987).

2.4. PLACA MOTORA

A placa motora é formada pela porção terminal de um motoneurônio e a região da membrana plasmática da fibra muscular que este neurônio inerva. A função desta placa é transmitir o impulso nervoso do motoneurônio para a membrana da fibra muscular que ele inerva. Essa transmissão é realizada por enzimas sinápticas liberadas pelo axônio do motoneurônio que se ligam aos receptores na membrana da fibra muscular e estimulam a sua despolarização, dando origem ao potencial de ação da fibra muscular (GUYTON e HALL, 2002). As placas motoras das fibras musculares dos diferentes tipos apresentam limiares de disparo diferentes. O limiar de disparo corresponde à frequência mínima de impulsos conduzidos pelo motoneurônio que desencadeará a despolarização das fibras musculares inervadas por ele (BURKE, 1981).

Placas motoras das fibras do tipo IIb tendem a apresentar maiores vesículas de enzimas sinápticas e mais receptores nas membranas das fibras

musculares quando comparadas às das fibras do tipo I (PADYKULA e GAUTHIER, 1970). Já as fibras do tipo IIa apresentam essas estruturas pré e pós sinápticas em tamanho e quantidade intermediárias. É possível que o tamanho e a complexidade das estruturas pré e pós sinápticas influenciem na velocidade com quem os potenciais de ação são transmitidos dos neurônios motores até as membranas das fibras musculares.

2.5. SISTEMA DE CONDUÇÃO

O sistema de condução é composto pelos motoneurônios responsáveis por conduzir o estímulo elétrico proveniente do sistema nervoso central até as fibras musculares. A velocidade de condução do pulso elétrico pelo motoneurônio e a força gerada pelas fibras musculares inervadas foram relacionadas à variação do tamanho neuronal, e isto se tornou conhecido como o princípio do tamanho (OLSON, CARPENTER e HENNEMAN, 1968). Esses fatos foram corroborados pelos achados de Appelberg e Emonet-Dénand (1967) que atestaram que unidades motoras que produzem pouca força muscular tendem a ser inervadas por neurônios que apresentam menor velocidade de condução do pulso elétrico. Esses estudos estabeleceram uma relação em que quanto maior o corpo celular de um motoneurônio, maior é a velocidade de condução do seu axônio e maior é a força de contração muscular quando ele é estimulado. Adicionalmente, esses motoneurônios conseguem aumentar as suas taxas de disparo mais rapidamente e alcançar suas frequências de disparo máximas mais rapidamente (MILNER-BROWN, STEIN e YEMM, 1973a).

2.6. CONTROLE DA PRODUÇÃO DE FORÇA E PRINCÍPIO DO TAMANHO

O sistema nervoso central possui dois mecanismos principais para controlar a força exercida por um músculo. O primeiro é a modulação da frequência de disparo das fibras musculares ativas e o segundo é o mecanismo

de recrutamento de novas fibras musculares que estavam inativas em níveis mais baixos de força (MILNER-BROWN, STEIN e YEMM, 1973a).

O mecanismo de recrutamento controla a quantidade de fibras utilizadas no processo de geração de tensão mecânica considerando a necessidade de incremento da força muscular.

A modulação da frequência de disparos das fibras musculares ativas permite que, após ultrapassar o limiar de disparo de uma unidade motora, aumentos da frequência de despolarização correspondem a aumentos na quantidade de força exercida pelo músculo.

Segundo Milner-Brown, Stein e Yemm (1973a), apenas em baixos níveis de força o recrutamento é o principal mecanismo de incremento de força. Esse comportamento foi observado para o primeiro músculo interósseo dorsal. Já em níveis de força intermediários e altos, o incremento na frequência de disparo é o mecanismo mais importante de modulação da força (MILNER-BROWN, STEIN e YEMM, 1973a). Neste estudo, foram utilizados sinais eletromiográficos obtidos pela introdução de eletrodos de agulha no primeiro interósseo dorsal da mão e, nos seus resultados, o número de novas unidades motoras recrutadas durante um incremento de força diminuiu rapidamente quanto maior o nível de força voluntária. Isso sugere que mesmo que unidades motoras recrutadas em altos níveis de força voluntária gerem mais tensão mecânica, a contribuição do recrutamento para aumentar a força voluntária diminui conforme aumenta o nível de força (MILNER-BROWN, STEIN e YEMM, 1973a).

Existem evidências do recrutamento ordenado de unidades motoras cada vez maiores durante uma contração voluntária, baseado na amplitude do potencial de ação registrado através de eletrodos de agulha introduzidos dentro do músculo (MILNER-BROWN, STEIN e YEMM, 1973a). Unidades motoras cada vez maiores são recrutadas de forma ordenada, considerando o nível de força gerado, durante contrações voluntárias com incremento de força (MILNER-BROWN, STEIN e YEMM, 1973a). Esta maneira com que o sistema nervoso central organiza as fibras musculares durante contrações com incremento de força ficou conhecida como princípio do tamanho.

O princípio do tamanho que coordena o processo de recrutamento pode variar de acordo com o comando do sistema nervoso central, como ocorre em todos os processos biológicos (BURKE, 1981). Segundo, Milner-Brown e Stein

(1972), é possível que o recrutamento ordenado de fibras musculares cada vez mais fortes só se aplique a movimentos simples. Burke (1981) demonstrou que contrações em altas velocidades podem não respeitar o princípio do tamanho e todas as unidades motoras, contendo fibras dos diferentes tipos, podem ser recrutadas ao mesmo tempo. Além disso, a frequência de disparo em todas as unidades motoras recrutadas pode ser mais alta em movimentos balísticos (GRIMBY e HANNERZ, 1977).

Burke e Tsairis (1973) encontraram a mesma quantidade de fibras musculares tanto em unidades motoras grandes, quanto em unidades motoras pequenas. Portanto, é mais provável que a diferença na força exercida pelas unidades motoras de tipos diferentes esteja relacionada ao tamanho das suas fibras musculares. Unidades motoras de contração rápida possuem fibras musculares com maior calibre e, por isso, produzam mais força (MILNER-BROWN e STEIN, 1975). Segundo Milner-Brown, Stein e Yemm (1973a) a variação da força produzida por uma unidade motora é linear em função do nível de força voluntária na qual ela foi recrutada.

Considerando a diferença na quantidade de força que as fibras musculares dos diferentes tipos podem gerar, foi estabelecido que em até 35% da força máxima, apenas fibras musculares oxidativas estariam recrutadas (GOLLNICK, PIEHL e SALTIN, 1974).

2.7. ALTERAÇÕES NO CONTROLE DA PRODUÇÃO DE FORÇA

Diversas situações podem influenciar o processo de produção de força. Segundo Grimby e Hannerz (1977) as formas de recrutamento e ativação podem variar conforme a atividade exercida. O sistema nervoso central apresenta, em contrações vigorosas em um curto intervalo de tempo, uma estratégia de controle motor diferente de contrações com incremento de força lento. Consequentemente, os resultados obtidos pelos pesquisadores, quando o objetivo é pesquisar as estratégias de controle da força, podem ser influenciados pela forma com que os protocolos experimentais são elaborados.

Alterações na fisiologia do sistema nervoso e no sistema osteomioarticular também podem promover alterações no controle motor. O envelhecimento é um processo que pode reduzir o número de unidades motoras ativas (MCCOMAS, 1998), seja pela modificação no tipo predominante de unidades motoras que compõem um músculo (KLEIN, 2003), seja pela redução no número total de unidades motoras de um músculo (GALEA, 1996). Em pacientes diabéticos, o número de unidades motoras ativas também pode se alterar (MCCOMAS, 1998). Já em pacientes com Esclerose Lateral Amiotrófica as unidades motoras que perdem a inervação, voltam a ser inervadas após algum tempo, em decorrência da brotamento axonal que ocorre nos motoneurônios sobreviventes. Entretanto, os motoneurônios sobreviventes podem, originalmente, ser responsáveis pela inervação de unidades motoras de outros tipos, o que influenciará nas características histoquímicas das fibras musculares que receberão a nova inervação (DANTES e MCCOMAS, 1991) e modificarão o padrão de recrutamento das fibras musculares e a produção de força dos indivíduos.

3. REVISÃO DA LITERATURA

Diversos estudos têm reportado a variação da frequência mediana conforme o nível de força exercido pelos voluntários. As características da amostra, do protocolo experimental e do processamento variam entre os estudos e tais diferenças podem ser responsáveis pelos resultados divergentes encontrados.

Petrofsky e Lind (1980) investigaram sinais eletromiográficos de superfície dos músculos flexores dos dedos em quatro homens e quatro mulheres durante contrações isométricas. As durações das contrações variaram de intervalos de três segundos a intervalos maiores durante os quais a fadiga ocorria. Os resultados mostraram que a frequência mediana foi independente do nível de força exercida nas contrações de pequena duração. Entretanto, durante as contrações com maiores durações a frequência mediana diminuiu com o tempo quando a tensão exercida pelo voluntário foi maior que 25% da CIVM.

Moritani e Muro (1987) elaboraram um protocolo experimental em que doze voluntários realizavam uma contração isométrica do músculo bíceps braquial. A força aumentava gradativamente de zero até 80% da força de contração máxima. Os resultados deste estudo evidenciaram um aumento significativo da amplitude do sinal eletromiográfico de superfície e da frequência mediana com o aumento da força.

Knaflitz, Merletti e DeLuca (1990) mostraram que em contrações isométricas voluntárias do tibial anterior, cuja tensão muscular variou entre 20% e 80% da força máxima, a frequência média e a frequência mediana do sinal eletromiográfico aumentaram. Entretanto, quando a contração foi eletricamente estimulada com eletrodos posicionados sobre a superfície da pele o comportamento da frequência mediana do sinal eletromiográfico variou entre os voluntários.

No protocolo elaborado por Gerdle et al. (1990), além de outras avaliações, os autores avaliaram a contração isométrica do bíceps braquial com incremento de força de zero até 100% da contração isométrica voluntária e em contrações isométricas em 20%, 40%, 60% e 80% da força máxima. Nesse estudo, os pesquisadores observaram um aumento de cerca de 10% no valor da frequência

mediana estimada para o sinal eletromiográfico quando o nível de força aumentou de 20% para 60% da CIVM. Além disso, não houve aumento da frequência mediana do sinal eletromiográfico em contrações isométricas maiores que 60% do valor máximo.

Gerdle et al. (1991) utilizaram um protocolo com contrações isométricas de extensores de joelho com incremento de força em dez voluntárias e captaram os sinais eletromiográficos dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral. De acordo com os resultados, houve um aumento significativo de 10% da frequência mediana quando a força de contração passou de 40% a 100% da CIVM em todos os músculos avaliados. Além disso, tanto a frequência mediana quanto a potência do sinal eletromiográfico apresentaram correlação positiva com a força exercida.

Moritani, Oddsson e Thorstensson (1991) utilizaram um protocolo experimental constituído pela avaliação dos músculos sóleo e gastrocnêmio em atividades com demandas por força e velocidade diferentes. A amostra foi constituída de dez voluntários jovens saudáveis e a investigação foi realizada para os sinais EMG dos músculos. Os estudos destes autores mostram que podem ocorrer modificações nas estratégias de recrutamento e ativação das fibras musculares, dependendo da velocidade e da força de contração. Desta forma, o recrutamento do músculo gastrocnêmio, que contém mais fibras do tipo IIa e IIb, foi maior nas atividades motoras mais rápidas. Os autores sugerem, ainda, que o recrutamento de fibras de contração com maiores velocidades de condução pode ocorrer durante contrações rápidas em um único músculo.

Merletti et al. (1992) avaliaram a frequência mediana dos sinais eletromiográficos referentes às contrações isométricas do tibial anterior de quinze idosos saudáveis. Os resultados mostraram um aumento médio de 16% da frequência mediana quando a força de contração passou de 20% para 80% da força de contração máxima.

Sanchez et al. (1993) investigaram a frequência mediana do sinal EMG do músculo bíceps braquial de treze voluntários jovens saudáveis, para um protocolo de contração muscular em duas situações distintas. Na primeira situação a contração foi realizada com incremento contínuo linear de força entre 0 e 100% da força de contração máxima. Para a segunda situação as contrações foram feitas em níveis submáximos discretos, predefinidos a cada 10% da força de

contração máxima. Os resultados mostraram que a frequência mediana apresenta comportamentos diferentes para cada situação analisada. Para o incremento contínuo linear de força a frequência mediana aumentou entre 0 e 70% da força de contração máxima e depois disso, diminuiu. Para o incremento discreto de força a frequência mediana alcançou seu maior valor em 50% da força de contração máxima.

Bernardi et al. (1995) investigaram a frequência mediana do sinal eletromiográfico captado do reto femoral e do semitendíneo durante a flexão e a extensão do joelho e encontraram um aumento dessa variável associado ao aumento do nível de força isométrica. O maior valor desse parâmetro foi alcançado entre 40% e 60% da CIVM. Uma diminuição no valor da frequência mediana foi encontrada em contrações em níveis elevados de força.

Rainoldi et al. (1999) investigaram os valores de frequência mediana para sinais EMG de dez voluntários jovens e saudáveis, utilizando um protocolo de contrações isométricas do bíceps braquial durante 30 segundos. Estes autores utilizaram trechos do EMG no início da contração muscular (0,5 segundos) para estimativa da frequência mediana e reportaram uma diminuição significativa dos valores desta variável entre os níveis de força de 10%, 30%, 50% e 70%. De acordo com os autores, a frequência mediana é o parâmetro extraído do sinal eletromiográfico no domínio da frequência que apresenta a maior confiabilidade, pois consegue se repetir entre as diferentes contrações de um mesmo sujeito e é sensível a diferenças individuais entre eles. Entretanto, embora os valores da frequência mediana apresentassem redução com o incremento do nível de força os autores consideraram que esta influencia é pequena e pode ter sido mascarada por fatores aleatórios ou diferenças no protocolo experimental. Adicionalmente os autores verificaram evidências de que a frequência mediana possa sofrer influência do tempo de execução da contração, uma vez que os valores desta variável diminuíram com o tempo.

Kleine et al. (2001) investigaram o comportamento da frequência mediana em um protocolo experimental que consistia na contração isométrica do músculo bíceps braquial em 20% da força de contração voluntária máxima durante 15 minutos em dez voluntários jovens saudáveis. Além disso, os autores comparam os resultados obtidos experimentalmente a sinais simulados atribuindo diferentes níveis de sincronização dos disparos dos potenciais de ação das unidades

motoras. A comparação entre os sinais obtidos experimentalmente e os sinais simulados permitiu aos autores concluir que a sincronização pode aumentar a potência do espectro do sinal eletromiográfico em bandas mais baixas de frequência reduzindo, assim, o valor numérico da frequência mediana.

Farina, Fosci e Merletti (2006) avaliaram o valor médio retificado e a frequência mediana do sinal eletromiográfico em contrações isométricas do bíceps braquial de voluntários jovens saudáveis e compararam esses dados às contrações simuladas. De acordo com os autores, o valor médio retificado aumenta ao longo de toda a rampa de contração, independentemente da posição das unidades motoras recrutadas, corroborando os resultados de Rainoldi et al. (1999). De acordo com os autores, apesar de a frequência mediana aumentar com o incremento de força, os resultados mostraram que um índice baseado no maior valor assumido pela frequência mediana durante o processo de recrutamento não reflete o fenômeno relacionado ao controle central. Assim como as variáveis espectrais, as variáveis que demonstram a potência do sinal no domínio do tempo não podem ser usadas para determinar o recrutamento de unidades motoras, pois elas também são influenciadas pelo recrutamento de novas unidades motoras, pela sua localização e pelo aumento na sua frequência de ativação.

Alvim et al. (2010) (ANEXO 1) analisaram a influência da duração do potencial de ação da membrana da fibra muscular sobre a variação da frequência mediana durante o incremento de força em sinais simulados. Segundo esses autores, a frequência mediana do sinal eletromiográfico tende a aumentar na medida em que potenciais de ação com menores durações são acrescentados ao processo de produção de força.

Vila-Chã, Falla e Farina (2010) investigaram os efeitos do treinamento de força e de resistência muscular, sobre a musculatura, para grupos distintos. O trabalho avaliou 30 indivíduos sedentários e registrou pela EMG de superfície, entre outros, parâmetros relacionados à potência do sinal e à velocidade de condução média das fibras musculares, recrutadas durante a contração isométrica voluntária em 10% e 30% da força de contração máxima. Os indivíduos foram separados em três grupos. O primeiro grupo foi submetido a um treinamento de força muscular, enquanto o segundo grupo foi submetido a um treinamento de resistência. Dados de um terceiro grupo, considerado controle,

foram utilizados para comparação. O protocolo de treinamento foi elaborado prevendo a realização de reavaliações após três e seis semanas a partir do seu início. A amplitude do sinal eletromiográfico e a velocidade de condução das unidades motoras recrutadas aumentaram para os grupos que realizaram treinamento de força e resistência muscular. Entretanto e aparentemente, estas variáveis mostraram maior incremento para o grupo que realizou treinamento de força muscular, embora não tenha sido descrito teste estatístico.

Klaver-Król et al. (2010) avaliaram, pela EMG de superfície, a velocidade de condução no bíceps braquial de 15 corredores de velocidade e 18 corredores fundistas. A avaliação foi feita no bíceps braquial em contrações isométricas em 10% e em 20% da força voluntária máxima. Os resultados mostraram que a velocidade de condução foi maior nos atletas dedicados às corridas de velocidade. De acordo com os autores estes resultados podem estar relacionados a fatores hereditários em virtude desta musculatura não estar especificamente envolvida no treinamento desses atletas.

A fadiga é um fator que também deve ser levado em consideração na análise do comportamento do sinal eletromiográfico. Houtman et al. (2003) avaliaram a amplitude e a velocidade de condução, medida através do sinal eletromiográfico de superfície, durante contrações de longa duração em 30% e 40% da força de CIVM de cinco voluntários jovens saudáveis. Os resultados deste estudo mostraram que a velocidade de condução tende a diminuir ao longo do tempo de manutenção da força em decorrência da fadiga das fibras musculares recrutadas. O estudo mostra, ainda, que a diminuição da velocidade de condução está relacionada ao nível de força exercida pelo voluntário, ou seja, em níveis de força maiores a velocidade de condução tende a diminuir mais rapidamente. Segundo os autores, essa diminuição da velocidade de condução fará com que os potenciais de ação passem a ser representados no espectro de frequência do sinal eletromiográfico em bandas mais baixas e, conseqüentemente, o valor numérico da frequência mediana tenderá a diminuir.

4. AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR E ELETROMIOGRAFIA

4.1. DINAMOMETRIA

A dinamometria é uma técnica de avaliação da força muscular na qual é mensurado o torque de um segmento corporal, resultante da contração muscular isométrica. O torque é o produto da força muscular pelo braço de alavanca da força muscular. Desta forma, inferências indiretas a respeito da força exercida pelo músculo podem ser feitas a partir do torque.

Diversos estudos têm utilizado (MORITANI, ODDSSON e THORSTENSSON, 1991 e RAINOLDI et al., 1999) a dinamometria para determinar a quantidade de força exercida por um determinado grupamento muscular paralelamente à aquisição dos sinais eletromiográficos de superfície. Essa associação tem como objetivo estudar a variação dos parâmetros relacionados à condução elétrica do músculo que irá, em última análise, desencadear a contração muscular e produzir força.

4.2. ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A EMG de superfície é uma técnica na qual um sinal elétrico é captado por eletrodos na superfície da pele e corresponde ao somatório dos potenciais de ação conduzidos pelas membranas das fibras musculares e que vão desencadear a contração muscular (DE LUCA, 1979). A figura 4.1 é uma apresentação esquemática de um sinal EMG de uma única unidade motora. Neste esquema observa-se que a forma de onda do sEMG relaciona-se ao somatório dos potenciais de ação das fibras musculares próximos ao eletrodo.

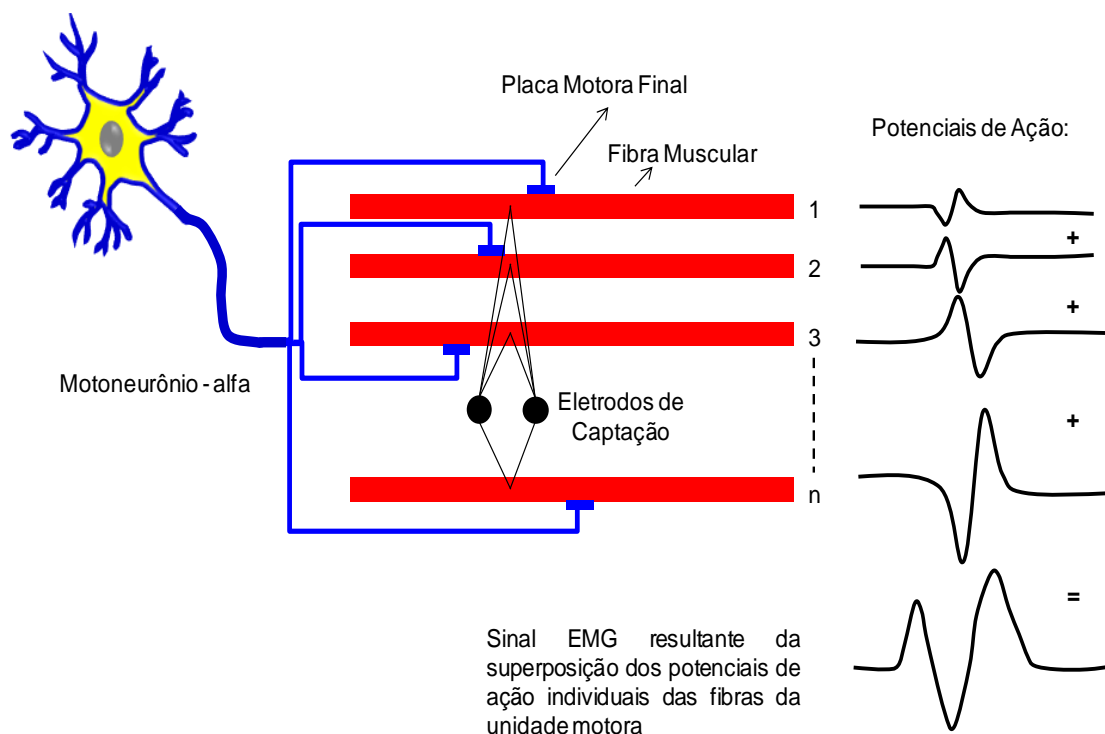


Figura 4.1 - Representação esquemática do sinal EMG de uma unidade motora durante uma contração, adaptado de Konrad (2005) (referências).

O sinal eletromiográfico registrado através de um sistema de aquisição apropriado é processado posteriormente para a extração das variáveis a serem analisadas no domínio do tempo ou no domínio da frequência.

4.2.1. DOMÍNIO DO TEMPO

As variáveis mais utilizadas do sinal eletromiográfico no domínio do tempo fornecem informações a respeito da potência contida no sinal durante um intervalo de tempo definido. Para tanto, as variáveis mais utilizadas tem sido o valor médio retificado (ARV) e a raiz média quadrática (RMS). A contribuição dos potenciais de ação das membranas das fibras musculares sobre a potência do sinal eletromiográfico de superfície está relacionada ao nível de força exercida pelo músculo (MILNER-BROWN, STEIN e YEMM, 1973b).

Segundo Olson, Carpenter e Henneman (1968) as unidades motoras recrutadas em altos níveis de força geram potenciais elétricos de maior amplitude

que unidades recrutadas em baixos níveis de força. Desta forma, as unidades motoras recrutadas em altos níveis de força contribuem com uma maior tensão elétrica ao sinal eletromiográfico de superfície (MILNER-BROWN e STEIN, 1975).

Através da análise das variáveis de amplitude do sinal eletromiográfico, podemos observar que elas variam aproximadamente da mesma maneira que a força exercida por um músculo. Sendo assim, um aumento na quantidade de força implica no aumento da amplitude da variável RMS, por exemplo (FARINA, FOSCI e MERLETTI, 2006).

4.2.2. DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA

A frequência mediana é uma variável frequentemente utilizada para análise do sinal eletromiográfico e é estimada a partir da Função Densidade Espectral de Potência e representa a posição no eixo de frequências que determina a divisão da potência total do espectro em duas partes iguais.

A forma de onda do espectro de potência do sinal eletromiográfico depende de uma série de fatores. Entre esses fatores, pode-se citar a forma de onda do potencial de ação, a velocidade de condução com que o potencial se propaga e a distância entre a posição de despolarização da membrana da fibra muscular até os eletrodos. Adicionalmente, a diferença entre os protocolos de aquisição dos sinais eletromiográficos e a presença de processos patológicos podem inserir alterações no sinal eletromiográfico, as quais são refletidas na forma do espectro e nas estimativas da frequência mediana.

Farina, Fosci e Merletti (2006) consideraram que a largura do potencial de ação conduzido pelas membranas das fibras musculares recrutadas em níveis mais altos de força seria menor em virtude de sua velocidade de condução ser cada vez maior, o que influenciaria o espectro do sinal eletromiográfico de modo a aumentar a potência nas componentes de altas frequências. Tal influência, em último caso, elevaria o valor da frequência mediana no espectro.

Com o resultado de seu estudo, Farina Fosci e Merletti (2006) observaram que o ponto máximo da frequência mediana mostrou muita variação, o que dificulta o uso desta variável para determinar o instante em que o recrutamento não é mais

o responsável pelo aumento na força exercida pelos voluntários. A distância entre as fibras musculares recrutadas em níveis mais altos de força e os eletrodos pode ter influenciado nos achados desse estudo, pois, quanto maior a distância entre a membrana da fibra muscular até os eletrodos de captação do sinal eletromiográfico, menor será a potência com que os potenciais de ação serão captados pelos eletrodos e menor será a potência em bandas de frequências mais altas (FARINA, FOSCI e MERLETTI, 2006). Unidades motoras, ainda que de grosso calibre e alta velocidade de condução, porém localizadas profundamente no músculo, podem contribuir para o espectro do sinal eletromiográfico em baixas frequências e até causar a diminuição da frequência mediana.

Entretanto, se o recrutamento acontece de acordo com um padrão geométrico (primeiramente, as unidades motoras superficiais e depois, as profundas ou vice e versa), o que a conclusão do estudo de Farina Fosci e Merletti (2006) não exclui nem confirma, é possível existir um padrão constante no comportamento da frequência mediana conforme aumenta a força voluntária tal como observado por Bernardi et al. (1995). Além disso, o aumento das variáveis espectrais tais como a frequência mediana, na fase de recrutamento é uma situação mais provável porque, se unidades motoras profundas são recrutadas, elas contribuem em frequências mais baixas, entretanto seu sinal tem menos energia e menos influência no espectro do sinal eletromiográfico (FARINA FOSCI e MERLETTI, 2006).

5. ASPECTOS TEÓRICOS

5.1. VALOR MÉDIO QUADRÁTICO

O valor médio quadrático ψ^2 é definido através da equação 5.1 e representa o valor médio da magnitude ao quadrado de um sinal, avaliado durante o intervalo de tempo “T”.

$$\Psi^2 = \frac{1}{T} \int_0^T [x(t)]^2 dt \quad (\text{Equação 5.1})$$

O valor médio quadrático também pode ser avaliado para um intervalo de tempo definido entre dois instantes de tempo específicos (T1 e T2), como na equação 5.2.:

$$\Psi^2(T1, T2) = \frac{1}{(T2 - T1)} \int_{T1}^{T2} [x(t)]^2 dt \quad (\text{Equação 5.2})$$

Para sinais discretos a “integral” das equações anteriores é substituída pelo “somatório” obtendo-se as equações 5.3. e 5.4.:

$$\Psi^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [x(n)]^2 \quad (\text{Equação 5.3})$$

$$\Psi^2(n1, n2) = \frac{1}{(n2 - n1 + 1)} \sum_{n=n1}^{n2} [x(n)]^2 \quad (\text{Equação 5.4})$$

Onde N é número de amostras do sinal durante o intervalo de tempo do sinal eletromiográfico considerado para análise e n1 e n2 são as ordens das amostras limites deste intervalo.

Neste estudo, para os sinais discretos obtidos a partir do protocolo experimental, o valor RMS foi definido como a raiz quadrada do valor médio quadrático e representa a potência do sinal ou de um trecho do mesmo. Desta forma, o valor RMS pode ser descrito como nas equações abaixo, considerando as formas discretas (equações 5.5. e 5.6.):

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [x(n)]^2} \quad (\text{Equação 5.5})$$

$$\text{RMS}(n1, n2) = \sqrt{\frac{1}{(n2 - n1 + 1)} \sum_{n=n1}^{n2} [x(n)]^2} \quad (\text{Equação 5.6})$$

5.2. FUNÇÃO DENSIDADE ESPECTRAL DE POTÊNCIA

O espectro de freqüências $X(f)$ de um sinal $x(t)$, contínuo no tempo, pode ser calculado através da Transformada de Fourier descrita na equação 5.7. A magnitude das componentes de freqüências é calculada como o valor do módulo das componentes de freqüências, estimadas no espectro de freqüências (BENDAT e PIERSOL, 1971; BRIGHAN, 1974).

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot e^{-j2\pi f t} dt \quad (\text{Equação 5.7})$$

O espectro de freqüências, para sinais discretos, pode ser descrito na forma exponencial discreta mostrada na equação 5.8., onde a magnitude é descrita por processo análogo (BENDAT e PIERSOL, 1971; MARPLE, 1987):

$$X(f_n) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot e^{-j2\pi f t} \quad (\text{Equação 5.8})$$

O espectro de potências $G(f)$ pode ser calculado através dos valores das magnitudes das componentes de frequências ao quadrado, estimadas através da Transformada de Fourier do sinal analisado ou de um trecho do mesmo, como descrito para a forma discreta, utilizada neste estudo, mostrada na equação 5.9.

$$G(f_n) = [X(f_n)]^2 \quad (\text{Equação 5.9})$$

Embora a Função Densidade Espectral de Potências possa ser estimada através do espectro de potências do sinal analisado procedimentos adicionais pode ser realizados, visando reduzir as variabilidades relacionadas às propriedades de aleatoriedade do sinal.

Um dos procedimentos associados a uma melhor estimativa da Função Densidade Espectral de Potências é o janelamento. Este procedimento consiste em multiplicar o trecho do sinal a ser analisado por uma janela de mesma duração, mas com forma de onda específica (HARRIS, 1978). O procedimento de janelamento produz a redução das amplitudes das amostras iniciais e finais do trecho do sinal no domínio do tempo e promove a redução do *leakage*, ou dispersão de potência no espectro.

Outro procedimento utilizado que visa melhorar a estimativa da Função Densidade Espectral de Potências é o processo de promediação. Neste procedimento um espectro de potência médio é obtido através da adição de vários espectros de potência, estimados para trechos sucessivos do sinal, e pela posterior divisão pelo número de espectros utilizados. A promediação visa reduzir a variabilidade das magnitudes ao quadrado utilizadas para descrever o espectro.

Entre os vários procedimentos de promediação, utiliza-se o processo de Welch. Neste processo, o trecho de sinal a ser analisado é subdividido em sub trechos, os quais são janelados e posteriormente promediados. Neste caso, embora a resolução espectral seja reduzida o efeito de dispersão de potência no espectro e a tendência da estimativa diminuem.

A Função Densidade Espectral de Potências $G(f)$ permite avaliar como a potência do sinal está distribuída pelas componentes de frequência (MARPLE, 1987). No caso do espectro de potências normalizado pela área sob a curva,

entre duas componentes de frequências específicas, representa a porcentagem de potência na faixa investigada.

6. MATERIAL E METODOLOGIA

6.1. MATERIAL

Para aquisição dos sinais eletromiográficos de cada voluntário foram utilizados álcool, gaze, dois eletrodos circulares de 8 mm de diâmetro do tipo cardiológico, cabos medindo 1,5m ligando os eletrodos ao conversor A/D dos sinais eletromiográficos da marca EMG System do Brasil[®] e um microcomputador.

A aquisição dos sinais de força foi realizada utilizando-se um dinamômetro de tração da marca EMG System do Brasil[®]. Um cabo medindo 1,5m fio conectado ao dinamômetro e ao mesmo conversor A/D dos sinais eletromiográficos para a transmissão dos sinais. O torque gerado pelo voluntário durante a contração voluntária foi transmitida ao dinamômetro através de uma fita inextensível medindo 1m de comprimento. A parte da fita colocada em contato com o punho do voluntário foi protegida com uma empunhadura emborrachada.

A aquisição dos sinais de força e EMG foi realizada com uma frequência de 2 kHz para cada sinal. Um filtro *anti aliasing* passa faixa do tipo Butterworth de quinta ordem com frequências de corte em 20 e 500 Hz foi aplicado ao sinal eletromiográfico. A filtragem foi feita de forma direta e reversa.

Os procedimentos computacionais elaborados foram implementados utilizando-se o *software* MatLab[®] (versão 7.1; MathWorks, Inc., Licença obtida com apoio da FAPEMIG/Brasil, Processo No. APQ-01284-09).

6.2. AMOSTRA

Para a realização deste trabalho, foram utilizados os sinais de força e os sinais eletromiográficos de superfície adquiridos com 20 voluntários do sexo masculino com idade variando entre 20 e 30 anos, recrutados na comunidade acadêmica da Universidade Federal de Juiz de Fora.

Todos os voluntários assinaram termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1), devidamente aprovado pelo comitê de ética e, quando aplicável, o termo de consentimento para utilização de imagem (Apêndice 2).

Cada voluntário foi submetido a uma série de avaliações visando coletar os dados necessários. Inicialmente foi realizada uma entrevista quando foi preenchido um questionário com o auxílio do pesquisador (Apêndice 3), contendo informações tais como idade, sexo, dominância de membros superiores, nível, tipo e tempo de prática de atividades físicas. O questionário conteve, também, informações sobre lesões prévias nos membros superiores, dor muscular nos membros superiores nos últimos seis meses e possível diagnóstico clínico de alguma doença inflamatória, degenerativa crônica ou doença neuromuscular.

Foram excluídos do estudo os voluntários que apresentaram histórico de dor muscular crônica nos últimos seis meses; histórico de lesões ósseas ou articulares nos membros superiores nos últimos seis meses; ou ainda, histórico de doença inflamatória, doença degenerativa crônica ou doença neuromuscular diagnosticada.

Os avaliadores foram treinados para realizar os procedimentos de aquisição dos sinais de forma a normatizar os procedimentos. Desta maneira, foram padronizados o incentivo verbal durante os testes de esforço isométrico, as explicações técnicas aos voluntários bem como os procedimentos de colocação dos eletrodos e ajuste do dinamômetro.

As aquisições dos sinais de força e EMG de cada voluntário foram realizadas em um único dia, pelos avaliadores nas dependências da Sala de Avaliação Física do Setor de Métodos Gráficos do HU/CAS da Universidade Federal de Juiz de Fora.

6.3. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Inicialmente, a pele foi limpa com álcool e gaze visando diminuir a impedância da região na qual seriam colocados os eletrodos para captação do sinal eletromiográfico. Em nenhum dos voluntários houve a necessidade da tricotomia. Os dois eletrodos auto-adesivos foram colocados no ponto médio da

linha que vai do processo coracóide da escápula homolateral ao músculo bíceps braquial a ser avaliado à linha flexora anterior do cotovelo com um espaço de 2 cm entre eles ficando, então, sobre o músculo bíceps braquial (figura 6.1). O eletrodo de referência foi posicionado sobre o epicôndilo medial do úmero, homolateral ao músculo bíceps braquial, onde a captação dos sinais eletromiográficos foi realizada.



Figura 6.1: Posicionamento dos eletrodos de superfície sobre o músculo bíceps braquial (vista frontal). O eletrodo de referência está posicionado sobre o epicôndilo medial do úmero.

Ao voluntário foi solicitado que permanecesse inicialmente relaxado em posição ortostática com os cotovelos estendidos, quando foi realizada a captação dos sinais eletromiográficos referentes ao repouso muscular.

Posteriormente, o voluntário foi colocado na posição do teste (figura 6.2), posição ortostática, com o cotovelo fletido em 90° , e a fita adaptada ao dinamômetro posicionada em seu punho, durante 15 segundos. Em seguida, foram realizados três testes para determinar a força de CIVM. Os testes tiveram duração de 5 segundos, sendo seguidos de um relaxamento da sua musculatura flexora do braço. Para as estimativas dos níveis de força submáximos, foi considerada a média dos valores obtidos para a força de CIVM.



Figura 6.2: Posição do voluntário durante o protocolo experimental.

Após a realização das três testes para a determinação da CIVM os valores submáximos equivalentes a 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80 e 90% da CIVM foram estimados considerando o valor médio obtido nas três tentativas. Posteriormente, os voluntários foram solicitados a exercerem uma das contrações submáximas calculadas previamente. A ordem dos níveis de força solicitados foi aleatória. Durante as contrações submáximas, os voluntários possuíam *feedback* visual do valor da força exercida na tela do microcomputador. Todo o procedimento foi repetido no bíceps contralateral.

6.4. SELEÇÃO DOS TRECHOS DO SINAL PARA ANÁLISE

Ao final de cada contração, o sinal da curva de força obtida foi analisado para que verificar a existência de um trecho com duração de 1 segundo, no qual o voluntário tenha mantido, em média, a força muscular isométrica que lhe havia sido solicitada com variância inferior a unidade. A análise foi realizada durante o intervalo de repouso dos voluntários entre as contrações. Caso o algoritmo elaborado no ambiente MatLab[®] não detectasse na curva de força, uma janela que atendesse aos critérios estabelecidos, a tentativa, naquele nível de força, era

repetida ao final de todas as outras contrações. As contrações nos níveis de força que não atenderam aos critérios estabelecidos na segunda tentativa não foram repetidas, sendo desconsideradas para a análise posterior.

Para a determinação do trecho do sinal de força a ser utilizado para análise, o sinal da curva de força foi janelado em trechos de 2000 amostras (um segundo) com sobreposição de 1999 amostras. O valor médio de cada janela do sinal da curva de força foi comparado ao valor solicitado ao voluntário para aquela contração. Nesta comparação, foi realizado teste t com significância de 5%. A variância da janela foi testada através do teste chi-quadrado e janelas cujas variâncias foram maiores que 1% foram rejeitadas para análise. Desta forma, o algoritmo selecionava a primeira janela do sinal da curva de força que atendia, ao mesmo tempo, aos critérios estabelecidos para a média e para a variância.

O trecho do sinal eletromiográfico a ser utilizado para o cálculo das variáveis a serem analisadas foi correspondente à janela da curva de força selecionada pelos critérios descritos acima (figura 6.3). A utilização desses critérios tinha como objetivo selecionar um trecho de um segundo da curva de força no qual o valor seu valor médio fosse igual ao valor da contração submáxima solicitada ao voluntário e que a variação em torno da média dos valores da janela fosse pequena. O algoritmo utilizado para a seleção do trecho do sinal de força gerava um gráfico com o referido sinal com delimitações nas posições inicial e final do trecho selecionado, de acordo com as restrições de valor médio e variância. Para que o trecho do sinal de força selecionado fosse considerado válido o mesmo era investigado através de inspeção visual pelos avaliadores. No caso de pertinência do trecho do sinal de força analisado o trecho do sinal EMG correspondente era utilizado.

A figura 6.3 mostra a curva de força e o sinal eletromiográfico, obtidos durante uma contração. O retângulo indica, na curva de força, onde o algoritmo identificou um trecho da curva de força que obedeceu aos critérios estabelecidos e, no sinal EMG, indica o trecho do sinal eletromiográfico correspondente.

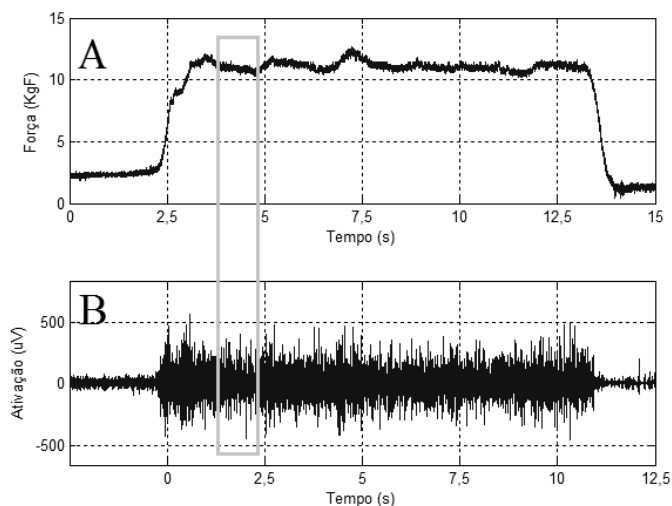


Figura 6.3: Curva de força (A) e sinal eletromiográfico (B) da contração isométrica voluntária de um dos voluntários em 30% da força de contração máxima. O retângulo mostra os trechos dos sinais delimitados para análise.

6.5. PROCESSAMENTO DOS DADOS

6.5.1. RMS

O valor RMS foi calculado para as três tentativas de CIVM. Inicialmente, o valor médio e a tendência do sinal eletromiográfico foram removidos. O sinal eletromiográfico da contração isométrica máxima foi janelado em 1000 amostras com sobreposição de 900 amostras. A variável RMS foi calculada para cada uma das janelas e o maior valor obtido para uma janela foi considerado o RMS máximo para aquele voluntário.

Para o cálculo da variável RMS nos níveis de força submáximos o sinal eletromiográfico selecionado para análise, de acordo com a metodologia descrita no item anterior, teve o valor médio e a tendência removidos. Posteriormente, o sinal foi janelado em 1000 amostras com sobreposição de 900 amostras. O valor da variável RMS foi calculado para cada uma das onze janelas e o valor médio de todos os valores da variável RMS obtidos para cada uma das janelas foi considerado o valor RMS para aquele voluntário naquele nível de força.

Posteriormente os valores da variável RMS obtidos para os níveis submáximos de força foram normalizados em relação ao valor do RMS máximo obtido para aquele voluntário.

6.5.2. ESPECTRO DE POTÊNCIA

Para o cálculo dos espectros de potência o valor médio e a tendência do sinal foram removidos do sinal eletromiográfico selecionado para análise. O sinal de cada nível de contração submáxima foi janelado em 1000 amostras com sobreposição de 900 amostras. Para a redução do *leakage* foi feito o janelamento de *hanning* em cada uma das janelas. A Função Densidade Espectral de Potência foi calculada pelos valores de amplitude ao quadrado, obtidos a partir da transformada rápida de Fourier para cada uma das onze janelas do sinal. Finalmente, os espectros resultantes foram promediados.

6.5.3. FREQUÊNCIA MEDIANA

A frequência mediana foi estimada como o valor de frequência que dividia a energia total contida no espectro de potência em duas partes iguais para cada um dos trechos de contração analisado. Para o cálculo da frequência mediana o valor médio e a tendência do sinal foram removidos do sinal eletromiográfico selecionado para análise. O sinal de cada nível de contração submáxima foi janelado em 1000 amostras com sobreposição de 900 amostras. Para a redução do *leakage* foi feito o janelamento de *hanning* em cada uma das janelas. A Função Densidade Espectral de Potência foi calculada pelos valores de amplitude ao quadrado, obtidos a partir da transformada rápida de Fourier para cada uma das onze janelas do sinal. A energia total de cada um dos espectros e a frequência mediana foram calculadas a partir do método dos trapézios. Para as análises posteriores, o valor médio dos onze valores de frequência mediana obtidos para cada um dos sinais de força submáximos foi considerado.

6.5.4. ESTIMATIVA DA DENSIDADE DE POTÊNCIAS POR FAIXA DE FREQUÊNCIAS

Para a estimativa da Densidade de Potências por faixas de frequências os trechos dos sinais eletromiográficos selecionados para análise tiveram o seu valor médio retirado. A função Densidade Espectral de Potência de cada um dos trechos dos sinais eletromiográficos foi estimada pelo periodograma de Welch com janelamento de 1000 amostras e sobreposição de 900 amostras. O espectro de potência foi normalizado em relação a sua energia total calculada pelo método dos trapézios. Desta forma, o espectro normalizado mostra a distribuição do percentual da potência total do trecho do sinal eletromiográfico para cada componente de frequência e a quantidade relativa de potência contida em uma faixa específica de frequências pode ser estimada calculando-se a área abaixo da curva do espectro normalizado, delimitado pelas componentes. Neste trabalho a resolução para a estimativa da Densidade de Potências por Faixa de Frequência foi definida considerando-se faixas de 10 Hz e 5 Hz a partir da componente de frequência de 20 Hz. A figura 6.4 mostra os trechos utilizados em cada um dos espectros para determinar a densidade de potência para cada faixa de 10 Hz.

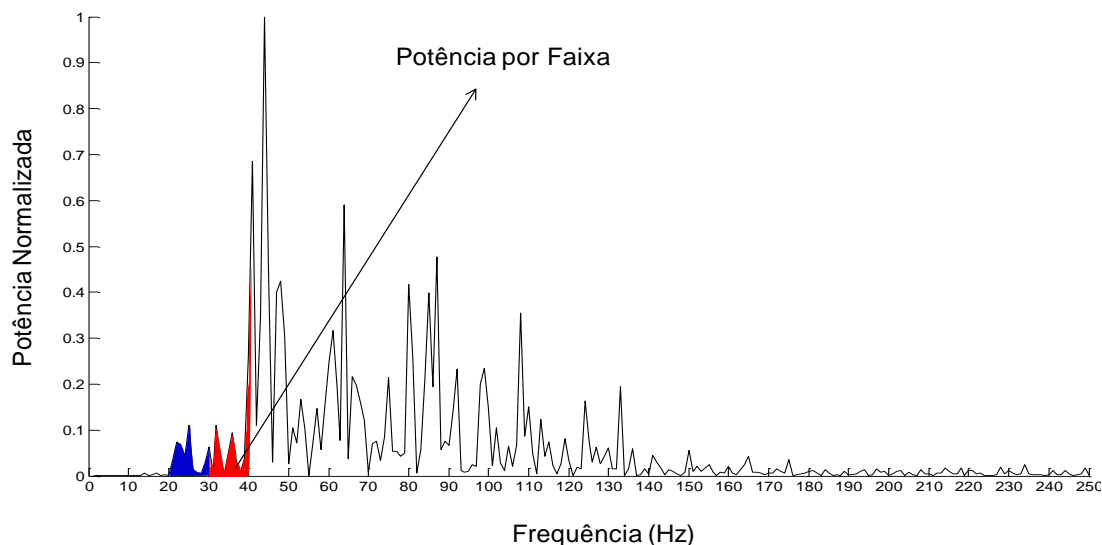


Figura 6.4: Curva do espectro de potências com indicação das Densidades Espectrais de Potência por faixas normalizado pelo valor de potência máxima para fins explicativos.

6.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a comparação dos valores médios das janelas obtidas a partir das curvas de força ao valor solicitado ao voluntário, foi utilizado o teste t de Student.

Para a comparação entre as variâncias das janelas da curva de força ao valor estabelecido como limite para a variância foi utilizado o teste chi-quadrado.

Para caracterização da amostra avaliada neste estudo adotou-se estatística descritiva (valor médio \pm desvio padrão, valor mínimo e máximo) das variáveis idade, peso, altura e IMC.

A normalidade dos valores referentes à variável frequência mediana e à potência por faixa foi testada através da aplicação do teste de Shapiro-Wilk. Considerando que a maioria dos dados apresentou distribuição gaussiana aplicou-se o teste de análise da variância de duas vias (Anova two-way) para medidas repetidas. Esse teste foi aplicado para testar as possíveis diferenças entre os valores de frequência mediana dos sinais eletromiográficos dos voluntários entre os diferentes níveis de força. O teste foi aplicado também com o objetivo de testar as possíveis diferenças entre as potências por faixa de

frequência dos espectros dos sinais eletromiográficos estimados para cada uma das contrações dos voluntários entre os diversos níveis de força estudados. Para identificação das diferenças significativas entre os valores de frequência mediana e das potências por faixas de frequência aplicou-se post-hoc de Tukey.

Para todos os teste foi considerado o nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

7. RESULTADOS E DISCUSSÃO

7.1. AMOSTRA

Na tabela 7.1 estão descritos os valores médios e os desvios padrão, além dos valores mínimo e máximo para as variáveis idade, peso, altura e IMC dos voluntários. Conforme pode ser observado, os voluntários apresentaram pouca variação quanto à idade, altura e IMC e uma variação maior em relação ao peso. Esta variação, entretanto, não indica alterações nas características do grupo considerando que, de acordo com os valores de IMC, a maior parte dos voluntários apresentou-se no peso ideal em relação a sua altura.

Tabela 7.1: Valores médios, desvios padrão, valores mínimos e máximos das variáveis idade, peso, altura e IMC dos voluntários (n=20):

	Média ± DP	Min.	Max.
Idade (anos)	24,5 ± 2,21	21	28
Peso (kg)	78,1 ± 8,51	62,3	99,3
Altura (m)	1,77 ± 0,06	1,68	1,87
IMC (kg/m²)	24,8 ± 2,11	19,2	29

Os voluntários apresentaram variações quanto à atividade física praticada e quanto ao tempo de realização dessa atividade. Dos vinte voluntários avaliados, cinco declararam ser sedentários, oito declaram praticar musculação exclusivamente, quatro declararam praticar musculação e exercício aeróbico regularmente e três disseram que praticavam apenas exercício aeróbico regular.

O tipo de atividade física praticada pelos voluntários não sedentários bem como os intervalos de tempo médios e os desvios padrão, dedicado a essa atividade estão descritos na tabela 7.2. Para que o voluntário fosse considerado praticante de uma das modalidades de exercício físico, descritas neste estudo, ele deveria praticar regularmente essa atividade há pelo menos três meses. Além

disso, só foi considerado o tempo de prática de atividade física quando não houve interrupções maiores que três meses.

Tabela 7.2: Intervalo de tempo de prática das modalidades de exercício físico, valores médios e desvios padrão, valores mínimos e máximos relatados pelos voluntários:

	Musculação (n=8)	Exercício aeróbico (n=3)	Exercício aeróbico e musculação (n=4)
Tempo (meses)	21 ± 22,42	46 ± 24,25	29,75 ± 44,27
Valor mínimo (meses)	3	18	5
Valor máximo (meses)	48	60	96

Os intervalos de tempo de prática das atividades físicas relatados pelos voluntários apresentam grande variabilidade como pode ser observado através dos valores médios e de desvios padrão para as três modalidades consideradas.

Aparentemente, a realização de diferentes modalidades de atividades físicas durante grandes intervalos de tempo podem induzir a adaptações musculares diferentes e, desta forma, constituir uma limitação deste estudo. Tal fato tem sido levado em consideração para a prescrição do treinamento de acordo com as possibilidades de obtenção de resultados diferentes. Desta forma, a realização de exercícios de musculação durante longo intervalo de tempo poderia modificar as características da musculatura dos indivíduos de acordo com o exercício realizado. Entretanto, não só as características do treinamento físico deveriam ser consideradas na avaliação dos resultados de um programa de treinamento, mas também fatores genéticos que pudessem alterar a proporção dos diferentes tipos de fibras em um ou mais grupamentos musculares.

Achados de VILA-CHÃ e FARINA (2010), que investigaram a influência dos exercícios aeróbicos e de musculação realizados durante seis semanas, de forma separada, em indivíduos saudáveis, evidenciaram um aumento da força de CIVM,

da amplitude e velocidade de condução do sinal eletromiográfico para todos os indivíduos. Tal fato poderia indicar que a diferença da realização de exercícios aeróbicos ou de musculação, entre os indivíduos, não influencia os resultados. Sendo assim, as alterações nos resultados do presente estudo, induzidas pela modalidade de exercício físico praticada pelos voluntários, poderiam não ser diferentes. Por outro lado, diferenças nos resultados relacionados à distribuição das velocidades de condução do bíceps braquial foram encontradas por KLAVER-KROL (2010) que investigaram atletas corredores de curta e longa distância. Em decorrência da musculatura avaliada neste estudo não sofrer influência direta da modalidade de treinamento praticada por esses atletas, as alterações encontradas foram atribuídas a fatores genéticos.

A comparação entre trabalhos depende do protocolo utilizado na investigação e de considerações adicionais como aptidões genéticas e tempo de treinamento, o que dificulta conclusões mais abrangentes. Por outro lado, o número de indivíduos considerados na casuística deste trabalho não permite avaliações mais robustas considerando o agrupamento de dados, o que desta forma não foi realizado.

7.2. SINAL ELETROMIOGRÁFICO NO DOMÍNIO DO TEMPO

Na figura 7.1 estão mostradas as curvas dos valores RMS estimados e normalizados, para os trechos dos sinais eletromiográficos de todas as contrações válidas de todos os voluntários, considerando o percentual dos níveis de força para o lado dominante e não dominante. Nesta figura, observa-se o aumento dos valores de potência relativa relacionadas ao incremento do nível de força de contração. Para os níveis iniciais do incremento de força (entre 10% e 30% aproximadamente) o aumento do RMS provavelmente deve-se ao recrutamento de fibras do tipo I, conforme sugerido por (GOLLNICK, PIEHL e SALTIN, 1974). Para os níveis superiores o aumento do RMS provavelmente relaciona-se ao recrutamento de fibras do tipo IIa e IIb.

Para as contrações realizadas em 90% da CIVM podem ser observados valores da variável RMS normalizada maiores que 1. Esse comportamento indica

que a amplitude absoluta do sinal eletromiográfico durante as contrações em 90% da força máxima desses indivíduos foi maior que a amplitude do sinal eletromiográfico obtida durante a CIVM. Sabe-se que mesmo durante contrações voluntárias máximas não ocorre o recrutamento de todas as fibras musculares existentes nos músculos. Por outro lado as fibras inativas inicialmente podem ser acrescentadas ao processo de produção de força na medida em que as fibras recrutadas entrem em processo de fadiga. Como as fibras possuem profundidades e amplitudes do potencial de ação diferentes a potência que cada fibra muscular recrutada acrescenta ao sinal eletromiográfico pode variar e, desta forma, produzir sinais eletromiográfico com maiores amplitudes mesmo em níveis de força ligeiramente mais baixos. É importante ressaltar que para todas as contrações de todos os voluntários, verificou-se que a força submáxima exercida pelo voluntário foi, de fato, aquela solicitada a ele. Por outro lado, deve-se considerar a atuação do incremento da frequência de despolarização das fibras, que atuando junto ao recrutamento promove o aumento do RMS (MILNER-BROWN e STEIN, 1975). Adicionalmente, ressalta-se a influência da diferença das amplitudes dos potenciais de ação das fibras dos diversos tipos, considerando que as fibras recrutadas em níveis mais altos de força tendem a acrescentar mais energia ao sinal EMG (MILNER-BROWN, STEIN e YEMM, 1973a).

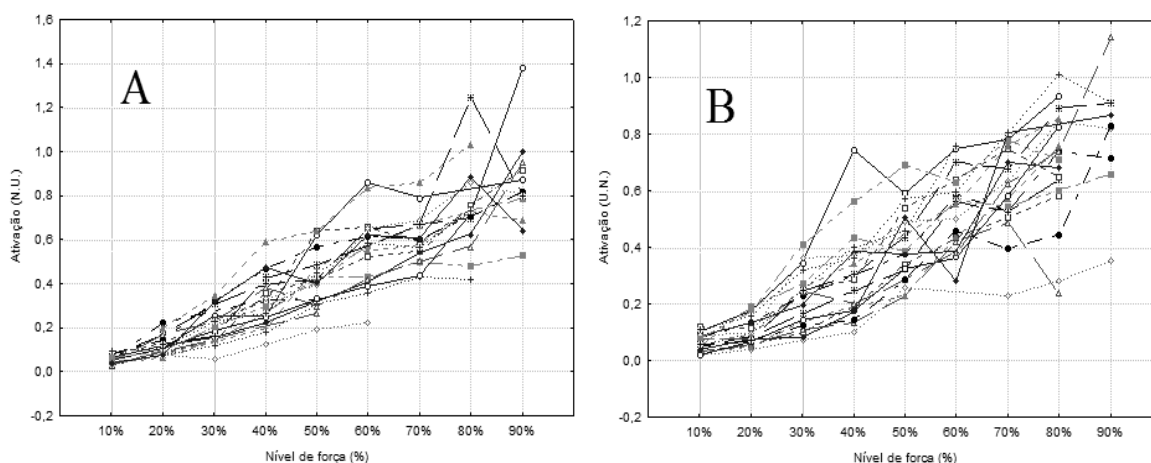


Figura 7.1: Curvas dos valores RMS normalizados estimados para os trechos dos sinais eletromiográficos, nos níveis de força para os lados: (A) dominante e (B) não dominante.

Os valores médios e os desvios padrão da variável RMS, para os diversos níveis submáximos de força, considerando os lados dominante (linha preta) e não dominante (linha cinza) encontram-se mostrados na figura 7.2.

Como observado na figura, e citado anteriormente, os valores médios da variável RMS aumentam de maneira aparentemente linear, conforme o nível de força exercida pelos voluntários aumenta, corroborando os achados de Rainoldi et al. (1999). O comportamento da variável RMS é semelhante entre os dois membros, cujas curvas aparentemente superpõem-se. Embora possam ocorrer diferenças no padrão de recrutamento e ativação das fibras musculares entre os lados dominante e não dominante, devido a variações fisiológicas (ADAM et al., 1998), é possível que essas diferenças não introduzam variações no comportamento da variável RMS durante o incremento de força.

Devido a ausência de diferenças dos valores médios da variável RMS, entre os lados dominante e não dominante, sugere a investigação dos dados relacionados apenas ao lado dominante.

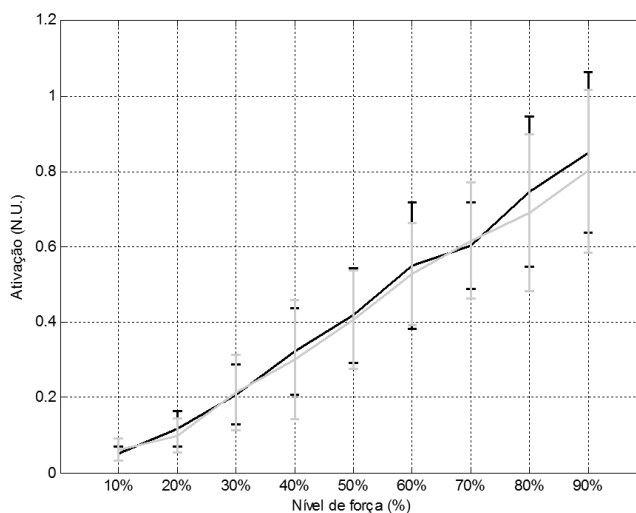


Figura 7.2: valores médios da variável RMS nos diferentes níveis de força do lado dominante (linha preta) e do lado não dominante (linha cinza).

7.3. SINAL ELETROMIOGRÁFICO NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA

A comparação estatística dos valores de frequência mediana, estimadas para o lado dominante e para o lado não dominante dos voluntários, não apresentou diferenças significativas entre os lados para todos os níveis de força. Portanto, para simplificação, a mostra dos resultados e a discussão dos mesmos, no domínio da frequência, foram realizadas exclusivamente para o lado dominante dos voluntários.

A figura 7.3 mostra um espectro de frequências obtido para uma contração em 20% da CIVM para o membro dominante de um dos voluntários. Podemos observar a ausência de uma componente de frequência em 60 Hz com amplitude que pudesse estar relacionada à introdução de energia devido à influência do campo eletromagnético, gerado pela rede elétrica. Além disso, não são observadas interferências nas componentes das harmônicas superiores: 120, 180 e 240 Hz. Este fato foi verificado para os espectros de amplitude de todos os sinais EMG utilizados, os quais foram avaliados através de inspeção visual.

A ausência de interferências ocasionadas pela influência do campo eletromagnético nos sinais EMG justifica a não utilização de filtro rejeita faixa para filtragem dos sinais, uma vez que essa filtragem poderia reduzir a potência nas componentes de 60 Hz (e harmônicas) relacionadas ao sinal eletromiográfico.

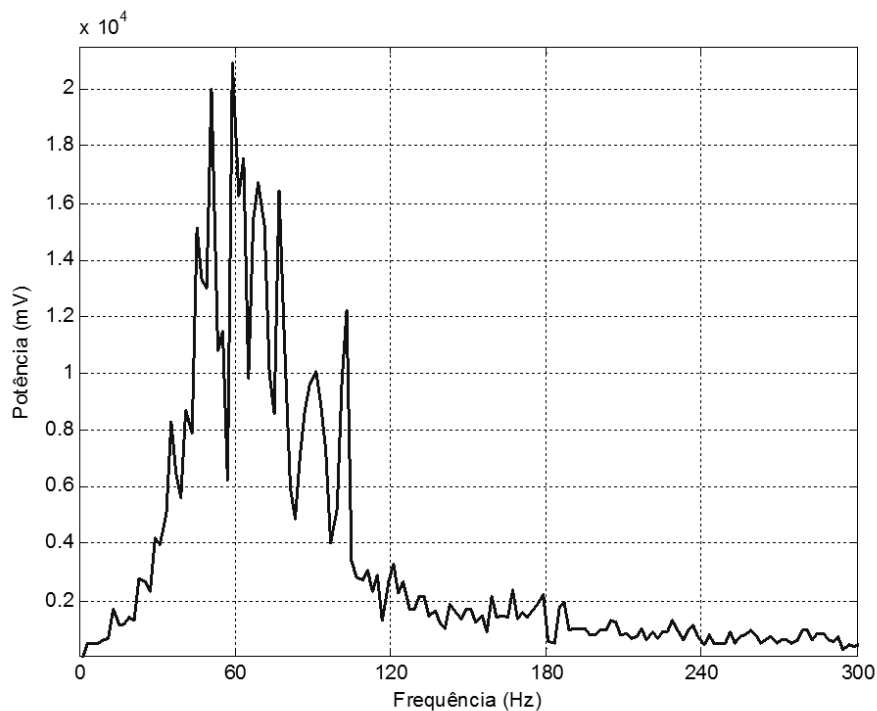


Figura 7.3: Espectro de frequências de um sinal EMG para contração de 20% da CIVM.

Na figura 7.4 estão mostrados os valores de frequência mediana obtidos a partir dos espectros de potência, estimados para os trechos dos sinais EMG dos voluntários, considerando os diferentes níveis de força.

Através da inspeção visual dos resultados observa-se que a maioria dos valores encontra-se na faixa de frequência entre 60 e 100 Hz, embora valores *outliers* sejam observados em alguns níveis de força. Adicionalmente, nota-se uma grande variação dos resultados, provavelmente relacionada à variabilidade inter-individual.

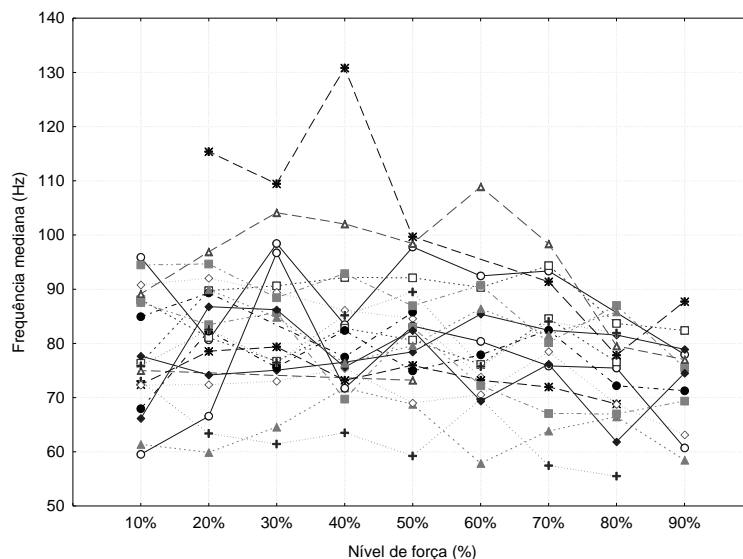


Figura 7.4: Valores de frequência mediana dos sinais EMG, para os diferentes níveis de força, para o lado dominante. Cada linha mostrada no gráfico representa um voluntário.

Na figura 7.5 estão mostrados os valores médios e desvios padrão estimados para os valores da frequência mediana para os diferentes níveis de força. Nesta figura, através da inspeção visual, observa-se que os valores médios apresentam um aumento entre os níveis de força entre 10% e 30%. Entretanto, estes valores mostram uma tendência geral à redução com o incremento do nível de força realizado. A variabilidade observada através dos elevados valores dos desvios padrão reflete a dispersão dos resultados citados anteriormente.

O teste estatístico aplicado (ANOVA para medidas repetidas) evidenciou diferenças significativas entre os valores médios de frequência mediana apenas para os níveis de força entre 20% e 90% ($p=0,044966$), entre 30% e 80% ($p=0,040266$), entre 30% e 90% ($p=0,001398$), entre 40% e 90% ($p=0,032606$) e entre 50 e 90% ($p=0,016424$). Estes resultados reforçam as observações realizadas anteriormente, no sentido da redução dos valores de frequências medianas, após 30% da CIVM, com o incremento de força.

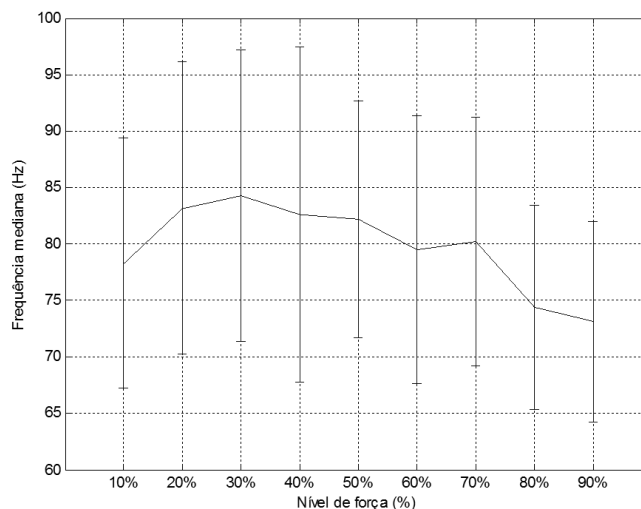


Figura 7.5: Valores médios e desvios padrão da Frequência Mediana nos diferentes níveis de força, para o lado dominante.

Os valores médios de frequência mediana, encontrados neste trabalho para o músculo bíceps braquial, mostram um incremento entre os níveis de força de 10%, 20% e 30%, que corroboram resultados mostrados por Sanches et al. (1993), onde os valores médios desta variável aumentaram até um nível de contração de 50%. A partir destas porcentagens do nível de contração (30% e 50% respectivamente) os valores médios desta variável decrescem. Estes resultados, entretanto, opõem-se aos observados por Rainoldi et al. (1999) para os valores entre 10% e 30% da força de contração máxima, mas concordam para valores superiores do nível de contração.

Embora os protocolos experimentais nestes três trabalhos mostrem semelhanças, considerando a contração muscular iniciada de forma rápida, os procedimentos de estimativa dos valores de frequência mediana podem mostrar diferenças, devido à forma de delimitação dos trechos dos sinais analisados. No trabalho de Rainoldi et al. (1999) os autores utilizaram trechos de 0,5 segundos dos sinais EMG, obtidos para a primeira janela após o intervalo de tempo de um segundo a partir do início da contração muscular, com delimitação aparentemente realizada através de inspeção visual. Para o trabalho realizado por Sanches et al (1993) o trecho do sinal EMG também foi de 0,5 segundos, mas a posição da janela de investigação do sinal, em relação ao início da contração, não foi citada. Neste trabalho, foi solicitado aos voluntários que realizassem esforço muscular

até alcançarem os valores de porcentagens de força definidos, sem preocupações relacionadas a um intervalo de tempo mínimo, como utilizado por Rainoldi et al. (1999). Adicionalmente, o trecho do sinal EMG foi delimitado através do sinal de força com duração de um segundo, considerando-se critérios estatísticos, onde o valor médio da força deveria aproximar-se do valor definido e a variabilidade do sinal deveria ser inferior a unidade.

A utilização de um protocolo com contração muscular de início abrupto, segundo Moritani Oddsson e Thorstensson (1991), poderia induzir ao recrutamento adicional de fibras musculares com velocidade de condução mais rápida, visando à realização do esforço. Desta forma, a composição do sinal EMG poderia apresentar uma maior densidade de potência em componentes de altas frequências, gerando uma frequência mediana relativamente elevada. Tal fato deveria ocorrer de forma semelhante para as contrações musculares rápidas realizadas em todos os níveis de força. Por outro lado, nas contrações musculares realizadas em elevados níveis de força, processos de sincronização dos potenciais de ação poderiam ocorrer (PERKEL, GERSTEIN e MOORE, 1967), o que resultaria em alterações na composição do sinal EMG, deslocando a densidade de potência espectral para componentes de frequências mais baixas e reduzindo os valores de frequência mediana (KLEINE et al., 2001). Apesar de investigarem os efeitos da sincronização em contrações isométricas em baixos níveis de força e longa duração, os achados de Kleine et al. (2001) podem ser extrapolados para contrações isométricas de curta duração em níveis mais altos de força. Uma vez que o recrutamento de fibras adicionais e o aumento na frequência de disparo das fibras musculares durante o processo de incremento de força muscular pode fazer com que mais potenciais de ação ocorram no mesmo instante de tempo e tornem-se sincronizados. Assim os resultados de Rainoldi et al. (1999) poderiam mostrar uma maior influência do recrutamento de todas as fibras musculares, para baixos níveis de força, e uma influência mais elevada do processo de sincronização dos potenciais de ação para níveis de força mais altos.

Neste trabalho, os trechos do EMG provavelmente não relacionam-se diretamente ao início do processo de contração, em virtude da utilização dos procedimentos estatísticos para definição dos trechos dos sinais de força e do sinal eletromiográfico. Embora os valores e a variabilidade do trecho do sinal de força estivessem dentro das faixas esperadas, a posição do trecho selecionado

pode ter sofrido deslocamentos temporais em relação ao início do processo de contração muscular. Desta forma, estes trechos podem estar relacionados a outras estratégias de recrutamento de fibras musculares, considerando uma possível estabilização dos sinais de força. Neste caso a contração em baixos níveis de força estaria relacionada ao recrutamento de unidades motoras com velocidade de condução mais lenta, e o incremento do nível de força (10%, 20% e 30%) estaria relacionado ao acréscimo de fibras com velocidade de condução progressivamente mais rápida, produzindo o aumento da frequência mediana. Para valores superiores a estes níveis de força o processo poderia ser semelhante ao observado por Rainoldi et al. (1999), apresentando incremento do número de fibras recrutadas com maiores níveis de ativação, promovendo uma sincronização dos potenciais de ação e uma redução dos valores de frequência mediana (Kleine et al., 2001).

No trabalho desenvolvido por Sanches et al. (1993) a metodologia de determinação da janela do sinal EMG não está descrita de forma a permitir comparações com os protocolos dos trabalhos anteriores. Entretanto, os resultados mostrados por estes autores sugerem que as hipóteses discutidas possam ser aplicadas, tanto para níveis de contração inferiores a 30% (ou 50% no caso de Sanches et al., 1993), como acima destes valores.

A frequência mediana tem sido utilizada em investigações das características eletromiográficas de músculos diversos com diferentes protocolos de contração. Em oposição aos achados deste trabalho os valores médios de frequência mediana reportados por Merletti (1992) para o músculo tibial anterior, apresentaram aumento, quando a força voluntária isométrica passou de 20% para 80%. Para este estudo, o comportamento da frequência mediana aparentemente sugere um controle de recrutamento diferenciado na musculatura descrita, em relação ao bíceps braquial. Desta forma, as diferenças entre os protocolos de investigação e as musculaturas envolvidas dificultam comparações adicionais com o trabalho desenvolvido.

Além dos fatores citados ressalta-se que a profundidade das fibras musculares, recrutadas durante o incremento de força, também poderia influenciar as propriedades do sinal EMG. Neste caso uma atenuação do potencial de ação poderia ocorrer devido a influência dos tecidos muscular, adiposo subcutâneo e epitelial, que funcionam como um filtro espacial (FARINA,

FOSCI e MERLETTI, 2006). Assim, as formas de onda dos potenciais de ação, captados pelos eletrodos na superfície da pele, poderiam mostrar amplitudes e/ou frequências alteradas, modificando as características espectrais.

A fadiga muscular é outro fator que poderia influenciar o padrão de recrutamento das fibras musculares nas contrações do protocolo experimental deste estudo. Entretanto, os intervalos de tempo das contrações musculares foram inferiores a dez segundos, com intervalos de tempo entre contrações de, no mínimo, 2 minutos. Desta forma, considera-se que o intervalo de tempo de recuperação das fibras musculares do bíceps braquial foi apropriado (INNES, 1999).

7.4. ANÁLISE DA DENSIDADE DE POTÊNCIA POR FAIXA DE FREQUÊNCIA

Na figura 7.6 estão mostrados os valores médios e desvios padrão estimados para as distribuições de potência por faixa de frequência, obtidas através do procedimento da promediação de Welch, para os níveis de força consecutivos, considerando faixas de frequência de 10Hz.

Nesta figura observa-se que os valores de potência por faixa acima de 150 Hz aproximam-se de zero, indicando a pequena contribuição de informação das faixas superiores de frequência. Esta situação foi observada para as curvas de potência por faixa em todos os níveis de contração.

Na figura 7.6 observa-se que, para todos os níveis de força, os valores máximos de potência ocorrem na faixa entre 40 e 50 Hz e, adicionalmente, pequenas diferenças são observadas entre as curvas de potência para as faixas de frequências entre 30 e 40 Hz, entre 50 e 60 Hz e entre 70 e 90 Hz. No gráfico que mostra a comparação entre os níveis de força de 30 e 40% a concentração da potência na faixa entre 40 e 50 Hz do nível superior de força foi estatisticamente significativa ($p=0,000047$). Esse incremento da potência em 40% da força sugere uma alteração no processo de recrutamento das fibras musculares. Esta alteração aparentemente relaciona-se aos achados de Gollnick, Piehl e Saltin (1974), que apontam que, só a partir de 35% do nível de força,

fibras de contração do tipo IIa e IIb são recrutadas. Estas fibras apresentam potenciais de ação com maiores amplitudes, em comparação às fibras do tipo I, e poderiam alterar a densidade de potência no espectro.

Por outro lado, o processo de recrutamento de fibras do tipo IIa e IIb poderia inserir componentes de frequências mais elevadas no espectro de potências do EMG, uma vez que estas fibras apresentam maiores velocidades de condução do potencial de ação. Entretanto, os valores de pico das curvas de potencia para os níveis de força de 30% 40% são observados para a mesma faixa de frequência.

Os valores da velocidade de condução dos potenciais de ação das fibras musculares citados por Andreassen e Arendt-Nielsen (1987) indicam variação entre 2,6 e 5,3 m/s, com valor médio de $3,7 \pm 0,3$ m/s (ANDREASSEN e ARENDT-NIELSEN, 1987), para todas as fibras. Entretanto, as faixas de superposição das velocidades de condução das diferentes fibras ainda não estão esclarecidas. Desta forma, fibras diferentes poderiam apresentar velocidades de condução próximas e mostrar influência nas mesmas faixas de frequência na densidade de potência do espectro. Esta influência poderia ser verificada para faixas de frequências distintas, desde que as estimativas da densidade de potência por faixa permitissem uma resolução espectral apropriada.

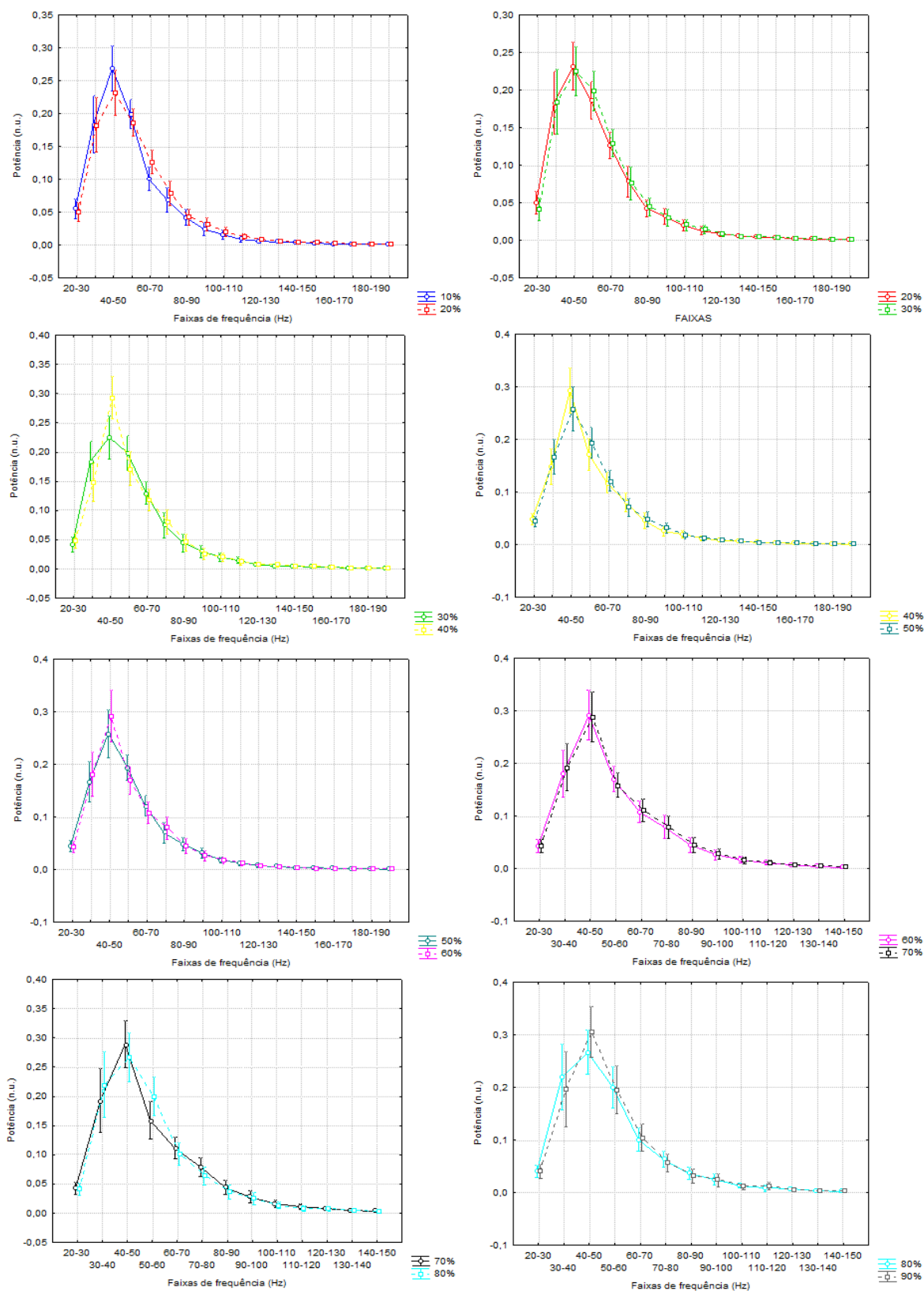


Figura 7.6: Distribuições de potência por faixa de frequência: valores médios e desvios padrão para os sinais EMG do bíceps braquial. A figura mostra a comparação da potência a cada faixa de 10 Hz nos níveis de força consecutivos.

Nas figuras 7.7 (A e B) estão mostradas as curvas de densidade de potência por faixa, para as resoluções espectrais de 10 Hz e 5 Hz. Nestas figuras nota-se o aumento do número de detalhes observados por inspeção visual, devido à passagem da resolução espectral de 10 Hz para 5 Hz.

Na figura 7.7(A) observa-se a variabilidade das amplitudes das curvas de potência por faixa que mostram valores máximos para a faixa entre 40 e 50 Hz, nos esforços musculares de 10% e 40%. A diferença entre os valores de amplitude entre as faixas de 30% e 40%, comentados anteriormente, mostram-se claros, e podem ser melhor apreciados na figura 7.7 (B).

A dispersão curvas de potência por faixa não mostra grande variação quando analisadas para resolução de 10 Hz. Entretanto esta dispersão apresenta-se mais expressiva para a resolução de 5 Hz, conforme sugerido.

A diferença entre as distribuições de potência por faixa, amplitude e dispersão, para cada nível de força, evidencia a presença de possíveis alterações no processo de recrutamento das fibras musculares.

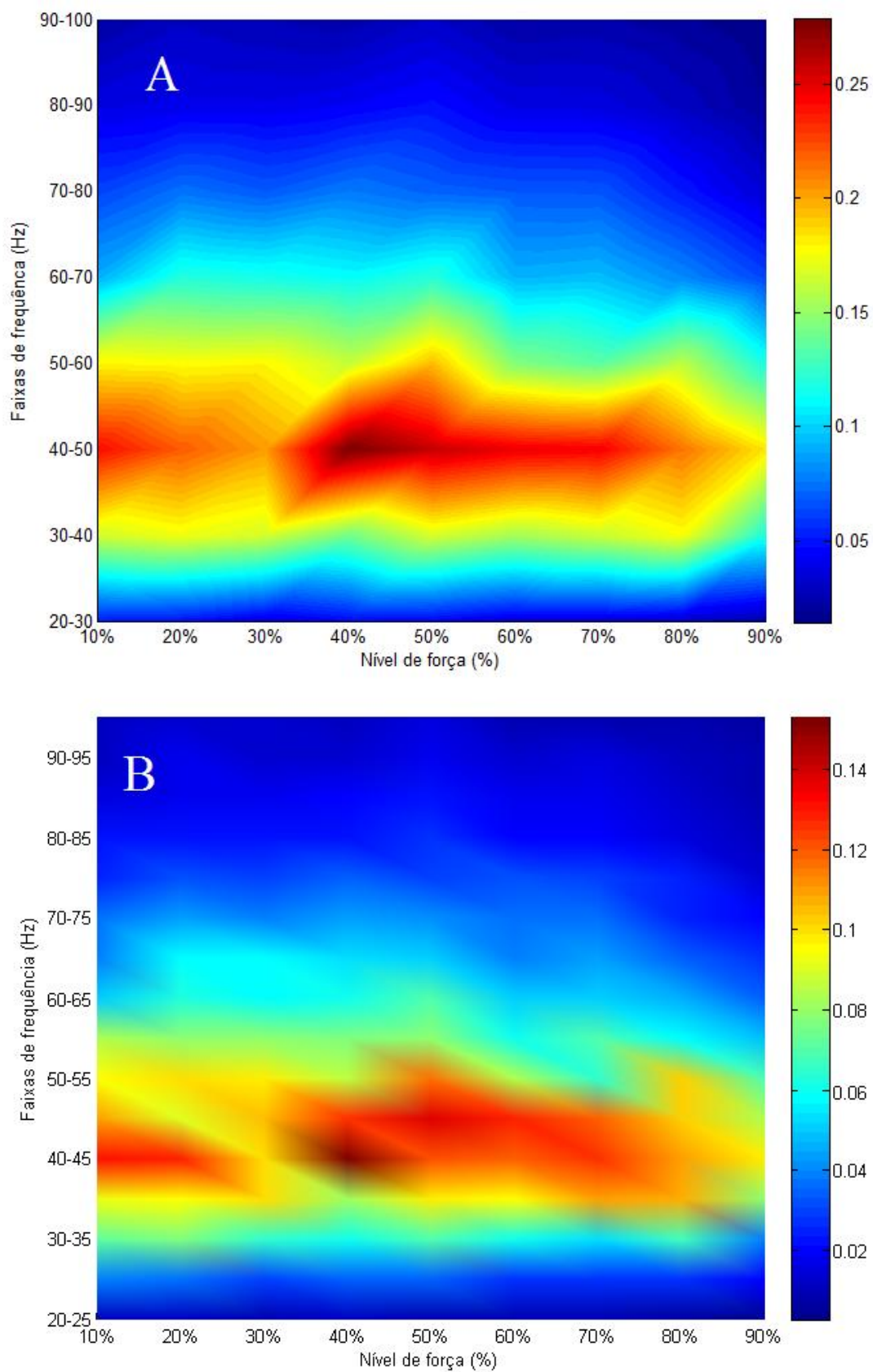


Figura 7.7 (A) curvas de densidade de potência por faixa para as resoluções espectrais de 10 Hz e (B) curvas de densidade de potência por faixa para as resoluções espectrais de e 5 Hz.

8. CONCLUSÕES

As modalidades de exercício físico, bem como o tempo dedicado a esta modalidade, apresentou grande variabilidade entre os indivíduos. Além disso, não foram encontradas na literatura justificativas para o agrupamento dos indivíduos em diferentes grupos considerando a influência diferenciada da sua modalidade de atividade física sobre as variáveis estudadas. Portanto, os resultados foram analisados considerando um único grupo de voluntários.

A variável RMS apresentou incremento conforme a força muscular voluntária exercida pelos voluntários aumentou. Esse aumento está relacionado às estratégias de recrutamento e ativação das fibras musculares durante a produção de força.

A variável frequência mediana apresentou um incremento entre os níveis de força de 10% a 30% da CIVM. A partir do valor máximo, obtido em 30% da força de CIVM, os valores da frequência mediana apresentaram uma redução conforme o nível de força aumentou. Esse comportamento pode refletir as estratégias de recrutamento e ativação utilizadas pelo sistema nervoso central para a modulação da força. Entretanto, essas estratégias de controle da força muscular também podem se modificar de acordo com a tarefa motora solicitada aos voluntários, portanto, resultados díspares podem estar relacionados a variações no protocolo experimental.

A comparação dos resultados obtidos através da investigação da frequência mediana e da densidade de potência por faixa de frequências permite verificar informações adicionais. Estas informações relacionam-se ao processo de recrutamento e ativação das unidades motoras durante o incremento de força.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACHARYA, U.R. et al. Heart Rate Variability: a review. **Medical & Biological Engineering & Computing**. v. 44, n. 12, 1031-1051, 2006.
- ADAM, A.; De Luca, C. J.; Erim, Z. Hand dominance and motor unit firing behavior. **Journal of Neurophysiology**. v. 80, n. 3, 1373-1382, 1998.
- ANDREASSEN, S; Arendt-Nielsen, L. Muscle fiber conduction velocity in motor units of the tibial anterior muscle: a new size principle parameter. **The Journal of Physiology**. v. 391, n. 1, 561-571, 1987.
- APPELBERG, B, Emonet-Dénand, F. Motor units of the first superficial lumbrical muscle of the cat. **Journal of Neurophysiology**. v. 30, n. 1, 154-160, 1967.
- BENDAT, J. S.; Piersol, A. G. **Randon Data: Analysis and Measurement Procedures**. New Yourk: John Wiley & Sons, Inc. 1971.
- BERNARDI et al. Motor unit recruitment strategy of knee antagonist muscles in a step-wise, increasing isometric contraction. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**. v. 70, n. 6, 493-501, 1995.
- BURKE, R. E.; Tsairis, P. Anatomy and innervation ratios in motor units of a cat gastrocnemius. **The Journal oh Physiology**. v. 234, n. 3, 749-765, 1973.
- BURKE, R.E. Motor units: anatomy, physiology and functional organization. In: **Handbook of physiology: The nervous system**. Vol. 2. Bethesda: V.B. Books, 1981. Capítulo 10, 345-422.
- BRIGHAN, E. R. **The Fast Fourier Transform**. New Jersey: Englewood Clifs, 1974.
- DE LUCA, C, J. Phisyology and Mathematics of Myoelectric Signals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v. 26, n.6, 313-325, 1979.
- DE LUCA, C, J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**. v.13, n. 2, 135-163, 1997.
- DANTES, M; McComas, A. J. The extent and time course of motoneuron involvement in amyotrophic lateral sclerosis. **Muscle and Nerve**. v.14, n.5, 416-421, 1991.
- FARINA, D.; Fosci, M.; Merletti, R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface emg variables. **Journal of Applied Physiology**. v.92, n.1, 235-247, 2002.
- FEINSTEIN et al. Morphologycal studies of motor units in normal human muscles. **Acta Anatomica**. v. 23, n. 2, 127-142, 1955.

GALEA, V. Changes in motor unit estimates with aging. **Journal of Clinical Neurophysiology**. v, 13, n. 3, 253-260, 1996.

GERDLE, B.; Eriksson, N. E.; Brundin, L. The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue. With special regard to the electrode distance. **Electromyography and clinical neurophysiology**. v. 30, n. 8, 483-489, 1990.

GERDLE et al. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. **Acta Physiologica Scandinavica**. v. 142, n. 4, 457-465, 1991.

GERDLE et al. The relationships between EMG and muscle morphology throughout sustained static knee extension at two submaximal force levels. **Acta Physiologica Scandinavica**. v. 160, n. 4, 341-351, 1997.

GOLLNICK, P. D.; Piehl, K.; Saltin, B. Selective glycogen depletion pattern in human muscle fibres after exercise of varying intensity and at varying pedalling rates. **The Journal of Physiology**. v. 241, n.1, 45-57, 1974.

GRIMBY, L.; Hannerz, J. Firing rate and recruitment order of toe extensor motor units in different modes of voluntary contraction. **The Journal of Physiology**. v. 264, n. 3, 865-879, 1977.

GUYTON, A. C.; Hall, J. C. **Tratado de fisiologia médica**. 10^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. 973 p.

HARRIS, F. J. On the use of Windows for Harmonic Analysis with the Discrete Fourier Transform. **Proceedings of the IEEE**. v. 66, n. 1, 51-83, 1978.

HERZOG, W.; Nigg, B. M. Biomechanics of the musculo-skeletal system. 3^a e.d. West Sussex: Wiley. 2007. 672 p.

HOUTMAN, C. J. et al. Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations. **Journal of Applied Physiology**. v. 95, n. 3, 1045-1054, 2003.

INNES, E. Handgrip strength testing: A review of the literature. **Australian Occupational Therapy Journal**, v. 46, p. 120–140, 1999.

KATCH, V. L.; McARDLE, W. D.; KATCH, F. I.. **Essentials of Exercise Physiology**. Forth Edition. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2011.

KLAVER-KRÓL, E. G. et al. Distribution of motor unit potential velocities in the biceps brachii muscle of sprinters and endurance athletes during short static contractions at low force levels. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 20, n. 6, 1107-1114, 2010.

KLEIN, C. S. et al. Muscle fiber number in the biceps brachii muscle of young and old men. **Muscle and Nerve**. v. 28, n. 1, 62-68, 2003.

KLEINE, B. U. et al. Influence of motoneuron firing synchronization of semg characteristics in dependence of electrode position. **Journal of Applied Physiology**. v. 91, n. 4, 1588-1599, 2001.

KNAFLITZ, M., Merletti, R., De Luca, C. J. Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. **Journal of Applied Physiology**. v. 68, n. 4, 1657-1667, 1990.

KONRAD, P. **The ABC of EMG**. A Pratical Introduction to Kinesiological electromyography. Norax Inc. USA, 2005.

KUGELBERG, E. e Lindegren, B. Transmission and contraction fatigue of rat motor units in relation to succinate dehydrogenase activity of motor units fibers. **The Journal of Physiology**. v. 288, 285-300, 1979.

MACHADO, A. **Neuroanatomia funcional**. 2ª e.d. São Paulo: Atheneu. 2000. 363 p.

MARPLE, L. **Digital Spectral Analysis: with Applications**. New York: Englewood Clifs. 1987.

MC COMAS, A.J. Motor units: how many, how large, what kind? **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.8, n.6, 391-402, 1998.

MERLETTI et al. Age related changes in surface myoelectric signals. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**. v. 24, n. 1, 25-36, 1992.

MILNER-BROWN, H.S.; Stein, R.B.; Yemm, R. Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. **The Journal of Physiology**. 230, 371-390. 1973a.

MILNER-BROWN, H.S.; Stein, R.B.; Yemm, R. The orderly recruitment of motor units during voluntary isometric contractions. **The Journal of Physiology**. 230, 359-370. 1973b.

MILNER-BROWN, H.S.; Stein, R.B. The relation between the surface electromyogram and muscular force. **The Journal of Physiology**. v. 246, n. 3, 549-569, 1975.

MORITANI, T.; Muro, M. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**. v. 56, n. 3, 260-265, 1987.

MORITANI, T.; Oddsson, L.; Thorstensson, A. Activation patterns of the soleus and gastrocnemius muscles during different motor tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 1, n. 2, 81-88, 1991.

NIEDERMEYER, E.; Lopes da Silva, F. **Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields.** 3^a Ed. Baltimore: Williams & Wilkins. 1993.

OLSON, C. B.; Carpenter, D. O.; Henneman, E. Orderly recruitment of muscle action potentials. **Archives of Neurophysiology.** v. 19, n. 6, 591-597, 1968.

PADYKULA, H. A.; Gauthier, G. F. The ultrastructure of the neuromuscular junctions of mammalian red, white and intermediate skeletal muscle fibers. **The Journal of Cell Biology.** v. 46, n. 1, 27-41, 1970.

PERKEL, D. H.; Gerstein, G. L.; Moore, G. P. Neuronal spike trains and stochastic point processes. II. Simultaneous spike trains. **Biophysical Journal.** v. 7, n. 4, 419-440, 1967.

PETROFSKY, J. S.; Lind, A. R. Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology.** v. 43, n. 2, 173-182, 1980.

RAINOLDI et al. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** v. 9, v. 2, 105-119, 1999.

ROMANUL, F. C. A. Capillary supply and metabolism of muscle fibers. **Archives of Neurophysiology.** v. 12, n. 5, 497-509, 1965.

SANCHEZ et al. Control strategies of the elbow antagonist muscle pair during two types of increasing isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** v. 3, n.1, 33-40, 1993.

SOLOMONOW et al. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. **Journal of Applied Physiology.** v. 68, n. 3, 1177-1185, 1990.

VILA-CHÃ, C.; Falla, D.; Farina, D. Motor unit behavior during submaximal contractions following six weeks of either endurance or strength training. **Journal of Applied Physiology.** v. 109, n. 5, 1455-1466, 2010.

VITASSALO, J. T.; Komi, P. V. Interrelationships of EMG signal characteristics at different levels of muscle tension and during fatigue. **Electromyography and clinical neurophysiology.** v. 18, n. 3, 167-178, 1978.

WESTBURY, J. R.; Shaughnessy, T. G. Associations between spectral representation of the surface electromyogram and fiber type distribution and size in human masseter muscle. **Electromyography and clinical neurophysiology.** v. 27, n. 6, 427-435, 1987.

APÊNDICES

APÊNDICE 1: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

O Sr. (a) está sendo convidado (a) como voluntário (a) a participar da pesquisa “INVESTIGAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS BÍCEPS BRAQUIAL E VASTO LATERAL ATRAVÉS DA COMPARAÇÃO ENTRE SINAIS EXPERIMENTAIS E SINAIS SIMULADOS”. Neste estudo pretendemos aperfeiçoar um programa computacional para a simulação de sinais elétricos musculares. Para isso, serão introduzidas alterações computacionais que aproximem a simulação do funcionamento muscular normal, e comparar os sinais simulados aos sinais obtidos experimentalmente em seres humanos sob diferentes condições.

O motivo que nos leva a realizar tal estudo é a utilidade dos simuladores na pesquisa das características da condução elétrica muscular. Além disso, a construção de simuladores que funcionem de maneira próxima ao fenômeno da condução elétrica muscular pode ser útil em estudos futuros e também no estudo de parâmetros que não podem ser controlados em voluntários.

Para este estudo, declaro estar ciente que os pesquisadores responsáveis adotarão os seguintes procedimentos:

Após a assinatura deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, responderei a um questionário contendo informações como nome, idade, sexo, dominância de membros superiores e inferiores, quantidade e tipo de prática de atividade física. Também conterà informações sobre lesões nos membros superiores e inferiores, dor muscular nos membros superiores e inferiores nos últimos seis meses e possível diagnóstico médico de alguma doença inflamatória, degenerativa crônica ou doença neuromuscular. Posteriormente, serão realizadas as demais avaliações descritas a seguir, feitas em um único dia com cada voluntário, pelo mesmo avaliador nas dependências da Sala de Avaliação Física do Setor de Métodos Gráficos do HU/CAS da Universidade Federal de Juiz de Fora.

Serão captados os sinais elétricos dos músculos bíceps braquial (parte da frente do braço) e vasto lateral de coxa (parte da frente da coxa) dos dois lados. Para a realização dessa coleta a pele será preparada com a raspagem dos pelos, caso seja necessário, e limpa com álcool e uma bucha vegetal antes da colagem dos eletrodos iguais aos utilizados na realização de um eletrocardiograma. Serão conectados cabos a esses eletrodos e esses, por sua vez, serão conectados a um condicionador de sinais. Durante a coleta serei solicitado a realizar três esforços máximos de flexão do antebraço (dobrar o cotovelo) e de extensão da perna (esticar o joelho) de cada lado. Após essas três contrações serei solicitado(a) a realizar contrações em 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80 e 90% do meu valor máximo em cada membro. A ordem dessas contrações será sorteada. O intervalo entre as contrações será de, no mínimo, dois minutos, podendo ser maior caso eu relate aos pesquisadores cansaço muscular. Durante os testes da força muscular do bíceps braquial, uma fita acolchoada estará fixada em meu punho e esta fita será conectada a um aparelho capaz de medir a quantidade de força exercida por mim. Já durante o teste da força muscular da coxa, a mesma fita será fixada em minha perna próxima ao tornozelo.

Declaro estar ciente que o procedimento descrito acima poderá provocar dolorimento leve na musculatura utilizada no teste. Fui informado(a) que os riscos para a minha participação nesta pesquisa são mínimos e que não terei nenhum tipo de benefício pessoal nem ressarcimento financeiro participando deste projeto de pesquisa.

Para participar deste estudo você não terá nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Você será esclarecido (a) sobre o estudo em qualquer aspecto que desejar e estará livre para participar ou recusar-se a participar. Poderá retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não acarretará qualquer penalidade ou modificação na forma em que é atendido pelo pesquisador.

O pesquisador irá tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo.

Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão. Todo instrumento de coleta (questionário, e arquivos contendo os

sinais elétricos da contração muscular) ficarão arquivados aos cuidados do pesquisador por 5 anos, contados a partir do término da pesquisa.

O (A) Sr (a) não será identificado em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias, sendo que uma cópia será arquivada pelo pesquisador responsável, na Sala de Avaliação Física do Setor de Métodos Gráficos do HU/CAS e a outra será fornecida a você.

Caso haja danos decorrentes dos riscos previstos, o pesquisador assumirá a responsabilidade pelos mesmos.

Em caso de necessidade, poderei entrar em contato com o pesquisador responsável no Departamento de Fundamentos da Faculdade de Educação Física e Desportos da UFJF ou pelo telefone (32)9949 3305

Eu, _____, portador do documento de Identidade _____ fui informado (a) dos objetivos do estudo "INVESTIGAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS BÍCEPS BRAQUIAL E VASTO LATERAL ATRAVÉS DA COMPARAÇÃO ENTRE SINAIS EXPERIMENTAIS E SINAIS SIMULADOS", de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que a qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão de participar se assim o desejar.

Declaro que concordo em participar desse estudo. Recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada à oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

Juiz de Fora, _____ de _____ de 201__.

Nome Assinatura participante Data

Nome Assinatura pesquisador Data

Nome Assinatura testemunha Data

Em caso de dúvidas com respeito aos aspectos éticos deste estudo, você poderá consultar o CEP HU – Comitê de Ética em Pesquisa HU/UFJF Hospital universitário Unidade Santa Catarina

Prédio da Administração Sala 27

CEP 36036-110

E-mail: cep.hu@ufjf.edu.br

APÊNDICE 2: TERMO DE CONSENTIMENTO PARA UTILIZAÇÃO DE IMAGEM

TERMO DE AUTORIZAÇÃO PARA UTILIZAÇÃO DE IMAGEM

Eu, _____
 _____ portador do documento de identidade nº: _____
 autorizo a veiculação de minha imagem, através de fotos, nas publicações científicas decorrentes do estudo “INVESTIGAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS BÍCEPS BRAQUIAL E VASTO LATERAL ATRAVÉS DA COMPARAÇÃO ENTRE SINAIS EXPERIMENTAIS E SINAIS SIMULADOS”, do Prof. Dr. José Marques Novo Júnior, bem como em apresentações de natureza técnico-científicas. Sei que a qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão de autorizar a utilização das imagens.

Juiz de Fora, _____ de _____ de 201__.

 Nome Assinatura participante Data

 Nome Assinatura pesquisador Data

 Nome Assinatura testemunha Data

Em caso de dúvidas com respeito aos aspectos éticos deste estudo, você poderá consultar o CEP HU – Comitê de Ética em Pesquisa HU/UFJF Hospital universitário Unidade Santa Catarina

Prédio da Administração Sala 27

CEP 36036-110

E-mail: cep.hu@ufjf.edu.br

APÊNDICE 3: QUESTIONÁRIO

QUESTIONÁRIO

1- Identificação:

Nome: _____ Sexo: _____

Idade: _____ Data de Nascimento: __/__/____ Profissão: _____

2- Dominância de membros:

Dominância de Membros Superiores: _____

Dominância de Membros Inferiores: _____

3- Lesões:

O voluntário sofreu alguma lesão (muscular, articular ou fratura) nos últimos seis meses? _____

O voluntário apresentou alguma dor constante nos membros superiores ou nos membros inferiores nos últimos seis meses? _____

O voluntário já teve, em algum momento da sua vida um diagnóstico clínico de alguma doença inflamatória? _____

O voluntário já teve, em algum momento da sua vida um diagnóstico clínico de alguma doença degenerativa crônica _____

O voluntário já teve, em algum momento da sua vida um diagnóstico clínico de alguma doença neuromuscular? _____

4- Atividade Física:

O voluntário pratica alguma atividade física regular? _____

Qual atividade física o voluntário pratica regularmente? _____

Com qual a frequência (número de vezes por semana) o voluntário pratica essa atividade física? _____

Há quanto tempo (meses) o voluntário pratica essa atividade física? _____

Juiz de Fora, _____ de _____ de 201__.

Nome Assinatura participante Data

PROPOSTA DE UM MODELO PARA SIMULAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE

Alvim, Felipe C. *, Castro, Antônio P. A. *, Fonseca, Diogo S.***,
Novo Junior, J. M. *, Gouvêa, D. S. A.**

*Programa de Mestrado em Educação Física / FAEFID, UFJF, Juiz de Fora, Brasil

**Curso de Engenharia Elétrica / FENG, UFJF, Juiz de Fora, Brasil

***Programa de Mestrado em Engenharia Biomédica /, UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: felipe.alvim@gmail.com

Abstract: This work suggests changes in a surface myoelectric signal simulator underlying patterns, considering physiological parameters such as the type of muscle fibers, its activation and recruitment patterns and their propagation of electrical pulse speeds. The evaluation of the median frequency, estimated by Fourier Transform, for successive windows of the EMG signals, shows results similar to those expected in the literature, highlighting the influence of temporal profiles used.

Palavras-chave: Simulação, Frequência Mediana, Transformada de Fourier, EMG.

Introdução

A eletromiografia (EMG) é o sinal composto pelos potenciais de ação de fibras musculares organizadas em unidades funcionais chamadas de unidades motoras (MUs). EMG pode ser detectado por eletrodos fixados na superfície da pele ou com eletrodos de agulha introduzidos no tecido muscular [1].

Na eletromiografia o desenvolvimento de modelos matemáticos apresenta grande interesse e aplicabilidade, em virtude da possibilidade de se realizar estimativas para quantificação de parâmetros, como o controle motor e a força muscular desenvolvida, e a investigação de fenômenos neuromusculares como o processo de fadiga, os quais traduzem o desempenho muscular do indivíduo [2]. Tais modelos podem levar em consideração diversas propriedades de variáveis fisiológicas [3], ou serem elaborados a partir de estruturas baseadas nas características estocásticas dos sinais [4].

Rosa *et al.*, 2008 [2] desenvolveram um simulador de sinais eletromiográficos utilizando a taxa de disparo das unidades motoras, o número de unidades motoras ativas e um perfil temporal para o comportamento destas variáveis, durante a contração muscular. Entretanto, esse modelo não considera a existência de diferentes tipos de unidades motoras e as velocidades de propagação do pulso elétrico. Desta forma, apesar do valor médio quadrático do sinal simulado apresentar

variação semelhante à esperada para o sinal experimental [1], a frequência mediana (Fmed) não apresenta a variação esperada durante uma contração máxima, conforme descrito por Farina *et al.*, 2002 [5].

O objetivo desse trabalho é propor um modelo de um simulador de sinais mioelétricos de superfície, baseado no modelo proposto por Rosa *et al.*, 2008 [2], considerando parâmetros fisiológicos como os diferentes tipos de fibras musculares, suas diferentes proporções nos músculos, as diferentes formas de recrutamento e ativação e as diferentes velocidades de propagação do pulso elétrico.

Materiais e Métodos

Simulador proposto por Rosa *et al.*, 2008 [2] – No simulador proposto por Rosa *et al.*, 2008 [2] um sinal $y_1(t)$ é obtido através da convolução entre um processo aleatório $p(t)$ e um pulso $h(t)$, conforme equação 1.

$$y_1(t) = p(t) * h(t) \quad (1)$$

A função $p(t)$ é obtida como um somatório de processos aleatórios, os quais representam os instantes de tempo de ocorrência de impulsos de despolarização nas diversas fibras musculares.

A função $h(t)$ representa a resposta impulsiva de uma unidade motora, ou pulso de despolarização da mesma, relacionada à velocidade de propagação através das fibras musculares.

O comportamento temporal do processo aleatório $p(t)$ é determinado pelos perfis temporais de dois parâmetros do simulador, μ e γ , que se relacionam, respectivamente com a frequência de despolarização de uma unidade motora (UM) e o número de unidades motoras recrutadas.

Para determinar o processo aleatório $p(t)$ a variável auxiliar $r(t)$ é gerada conforme equação 2, onde $N(0,1)$ representa uma distribuição Gaussiana com média 0 e variância unitária. Para cada instante de tempo uma variável aleatória α é sorteada a partir de uma distribuição uniforme (0 1) e comparada com o parâmetro μ que controla a taxa de disparo.

$$r(t) = \begin{cases} 0 & \text{se } \alpha \geq \mu, 0 \leq \alpha \leq 1 \text{ e } 0 \leq \mu \leq 1 \\ N(0,1) & \text{se } \alpha > \mu \end{cases} \quad (2)$$

O processo aleatório $p(t)$ é obtido através da equação 3, onde γ representa o número de UMs recrutadas.

$$p(t) = \sum_{i=1}^{\gamma} r_i(t) \quad (3)$$

Ao sinal $y_1(t)$ é adicionado um ruído branco gaussiano $n(t)$ com uma relação sinal/ruído desejada, obtendo-se o sinal EMG simulado, conforme equação 4.

$$y(t) = y_1(t) + n(t) \quad (4)$$

O potencial de ação da unidade motora $h(t)$ foi definido como uma função Hermite-Rodríguez $w_\lambda(t)$ de primeira ordem (equação 5), onde λ é um fator de escala considerado igual a 0,005 para um potencial com duração de 30 ms [2].

$$w_\lambda = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot 2t \cdot \frac{1}{\sqrt{\pi \cdot \lambda}} \cdot e^{-t^2 / \lambda} \quad (5)$$

Os perfis temporais dos parâmetros μ e γ foram determinados de acordo com a equação 6, onde “ k ” foi considerado igual a 6.

$$f(t) = V_{fi} - (V_{in} - V_{fi}) \cdot e^{-k \cdot t} \quad (6)$$

Esta equação mostra forma de onda exponencial crescente ou decrescente, dependendo do valor inicial (V_{in}) e final (V_{fi}) desejado. Estes parâmetros estão associados ao valor mínimo e máximo do número de fibras recrutadas, da taxa de disparo das fibras e do intervalo de tempo definido. Estes intervalos descrevem as atividades musculares: relaxamento inicial, transição relaxamento-contração, período de contração, transição contração-relaxamento e relaxamento final. Os valores mínimos e máximos das variáveis μ e γ , relacionados aos intervalos de tempo de relaxamento e contração, estão descritos na Tabela 1, e as formas dos perfis temporais dessas variáveis são mostradas na Figura 1.

Tabela 1 – Valor mínimo e máximo dos parâmetros μ e γ utilizados no simulador

	μ	γ
Mínimo	15	10
Máximo	70	70

Alterações implementadas – Com o objetivo de introduzir um detalhamento diferenciado, baseado na fisiologia muscular, o perfil temporal utilizado no modelo proposto por Rosa *et al.*, 2008 [2] foi dividido em diferentes processos. Estas alterações foram baseadas nas propriedades das fibras musculares:

oxidativas de contração lenta (SO), oxidativas/glicolíticas de contração intermediária (FO) e glicolíticas de contração rápida (FG) [6].

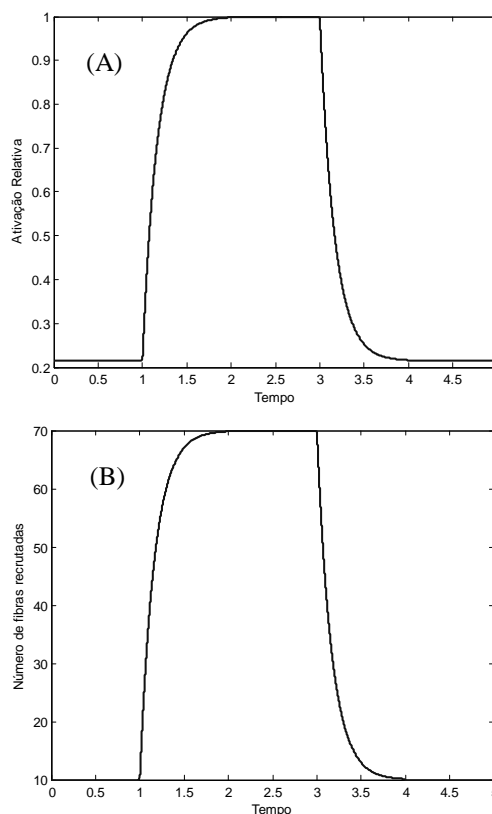


Figura 1: Perfis temporais: (A) Variável μ , (B) Variável γ .

Dessa forma, cada tipo de UMs foi descrita por um parâmetro μ e um parâmetro γ específico, resultando em seis parâmetros de controle: μ_{SO} , μ_{FO} , μ_{FG} , γ_{SO} , γ_{FO} e γ_{FG} . Essa alteração possibilitou a construção de um perfil temporal característico para cada um dos tipos de fibra muscular, de acordo com o nível de contração a ser realizado Farina *et al.*, 2002 [5].

Os perfis temporais das fibras (equação 6) foram alterados neste estudo preliminar visando uma melhor descrição do comportamento das variáveis μ e γ no início e no final da contração muscular de acordo com De Luca, 2006 [1]. Desta forma, nos perfis temporais que descrevem o intervalo relaxamento-contração das fibras SO, FO e FG adotou-se para “ k ” os valores 5, 6 e 8, respectivamente. Para os três tipos de fibras nos perfis temporais que descrevem o intervalo contração-relaxamento o valor “ k ” foi mantido igual a 6. Estes valores visam descrever o comportamento mais lento na variação da ativação e do recrutamento das fibras do tipo SO e o comportamento mais rápido das fibras FG, em relação às fibras do tipo FO.

Com a nova definição dos perfis temporais das variáveis μ e γ foram estabelecidos novos valores mínimo e máximo para o número de fibras contraídas e

para a taxa de disparo. Os valores atribuídos a esses parâmetros também foram escolhidos visando tornar a simulação mais próxima da fisiologia da contração muscular [7], nesse caso, o músculo escolhido foi o bíceps braquial. Os valores numéricos atribuídos a variáveis μ e γ estão descritos nas tabelas 2 e figura 2.

Tabela 2 - Valor mínimo e máximo dos parâmetros: μ e γ , utilizados no simulador:

μ	SO	FO	FG
Mínimo	0.1	0	0
Máximo	0.55	0.73	1

γ	SO	FO	FG
Mínimo	100	0	0
Máximo	300	500	500

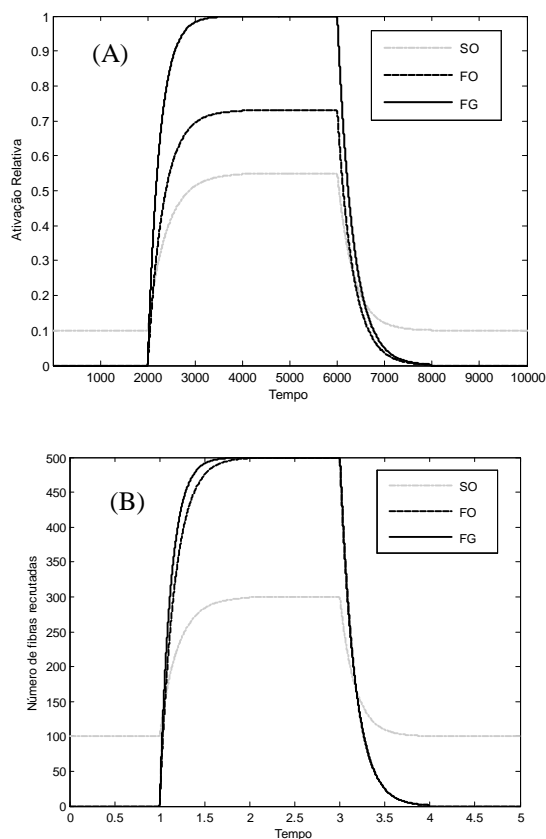


Figura 2: Perfis temporais das fibras: SO, FO e FG: (A) variável " μ ". (B) Variável " γ ".

Finalmente, considerando a velocidade diferenciada de propagação dos pulsos elétricos nas UMs do tipo SO, FO e FG o valor do parâmetro λ (equação 5) foi alterado para 0,005, 0,0025 e 0,00125, respectivamente. Desta forma, a duração do pulso em cada tipo de fibra muscular foi modificada sendo maior nas fibras de contração lenta e progressivamente menor até as fibras de contração rápida. A amplitude dos pulsos foi normalizada com valor máximo unitário.

As funções $p(t)$ para cada tipo de UM, considerando-se os perfis das variáveis μ e γ específicas, foram

convoluídas com seus respectivos pulsos $h(t)$. Ao sinal $y_i(t)$ foi adicionado ruído branco gaussiano, com a mesma relação sinal/ruído sugerida por Rosa *et al*, 2008 [2], para obtenção do sinal EMG simulado.

Metodologia de Avaliação – Os dois simuladores descritos foram utilizados considerando-se o mesmo número total de fibras e os perfis temporais específicos. Os sinais EMG simulados foram comparados através da inspeção visual da *frequência mediana (FMed)*.

A estimativa da *FMed* foi realizada calculando-se a frequência que possibilitasse a divisão da potência total em duas partes iguais. Esta potência foi estimada através da Transformada de Fourier, obtida para trechos sucessivos do sinal EMG simulado após janelamento, utilizando uma função Hanning.

O comprimento dos trechos dos sinais EMG foi de 1000 amostras (1 seg.) e a superposição dos trechos foi de 100 amostras (0,1 seg.).

A implementação dos simuladores, bem como a análise dos dados foi realizada no *software* MATLAB[®].

Resultados e Discussão

A figura 3 mostra um sinal EMG gerado pelo simulador proposto por este estudo que apresenta semelhança ao sinal modelado pelo simulador proposto por Rosa *et al*, 2008 [2]. Estes sinais assemelham-se, também, a sinais EMG obtidos experimentalmente, considerando que o perfil temporal da força obtida para esta contração se assemelhe aos perfis temporais das variáveis μ e γ mostrados nas figuras 2 deste estudo.

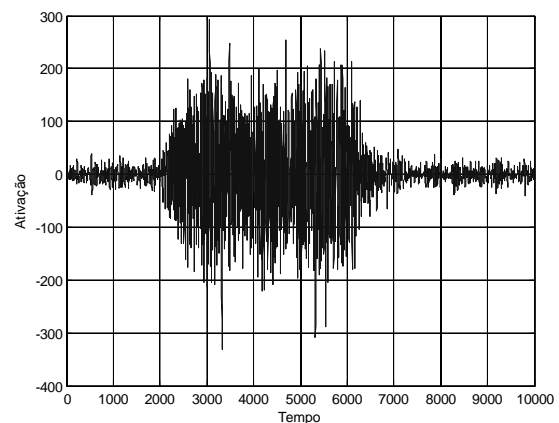


Figura 3: Exemplo de um sinal EMG gerado pelo simulador proposto por este estudo.

A figura 4 mostra o resultado obtido para a *Fmed* a partir do simulador de Rosa *et al*, 2008 [2], nota-se que os valores médios e os desvios padrão mostram uma relativa invariância durante toda a simulação. Tal fato decorre da utilização de perfis temporais para apenas um tipo de fibra e apenas um tipo de pulso.

A figura 5 mostra a *Fmed* obtida para o simulador proposto neste trabalho onde observa-se a influência dos perfis temporais para os três tipos de fibras e a variação dos valores médios e dos desvios padrão, resultantes da

utilização dos três pulsos de despolarização definidos com diferentes durações. O incremento dos valores da F_{med} , no trecho do sinal correspondente à contração muscular, decorre da inserção de pulsos com menores durações. Tal inserção aumenta a magnitude das componentes de frequências mais elevadas no espectro de potências.

Na figura 5 nota-se ainda a proximidade entre os valores médios e desvios padrão, obtidos para o primeiro e último intervalos do procedimento, os quais estão relacionados ao estado de relaxamento. Estes valores aproximam-se daqueles obtidos na figura 4 para o simulador de Rosa *et al*, 2008 [2], em virtude da utilização de perfis para apenas um tipo de fibra e um único pulso.

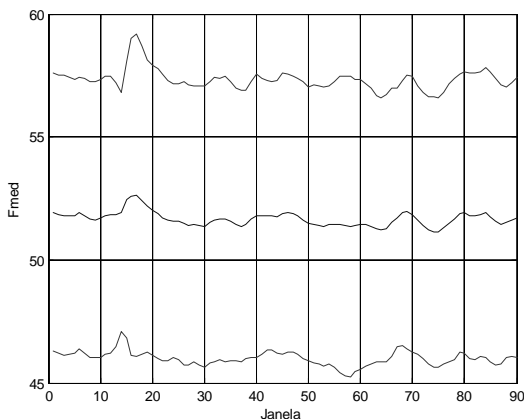


Figura 4: Valores médios e desvio padrão da F_{med} , para sinais gerados pelo simulador de Rosa *et al*, 2008 [2].

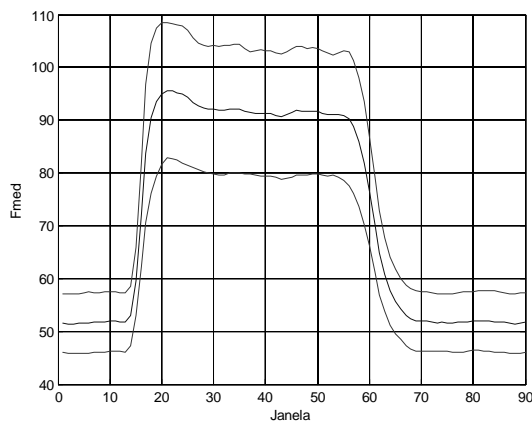


Figura 5: Valores médios e desvio padrão da F_{med} , para sinais gerados pelo simulador proposto por este estudo.

Segundo Robertson *et al*, 2004 [8] a F_{med} obtida a partir de um sinal de EMG de uma contração muscular tende a aumentar com o incremento da força realizada e diminuir com o decremento da mesma. Tal fato corrobora os resultados encontrados para a F_{med} dos sinais gerados pelo simulador proposto e comentados a partir da figura 5.

O valor médio mostrado por Farina *et al.*, 2002 [5], estimado por inspeção visual em torno de 130 Hz,

mostra-se superior aos resultados encontrados neste trabalho. Entretanto, deve-se ressaltar que estas diferenças podem ocorrer em virtude dos valores dos parâmetros utilizados para a simulação dos sinais EMG. Neste caso, ajustes dos valores dos parâmetros μ e γ , assim como na velocidade de propagação do pulso, e alterações nos perfis de ativação temporal relativos de cada fibra, poderiam aproximar os resultados obtidos por Farina *et al.*, 2002 [5].

Conclusão

O simulador proposto neste estudo mostra uma forma de onda da variabilidade da F_{med} que se aproximam daqueles descritos na literatura, durante a contração máxima isométrica. Essa variabilidade se deve à utilização de pulsos com menores durações durante o período de contração muscular, os quais aumentam a magnitude das componentes de mais altas frequências do sinal. Desta forma, a utilização de pulsos elétricos com diferentes velocidades de propagação permitiu uma melhor aproximação entre os resultados da simulação e da fisiologia da contração muscular.

Referências

- [1] De Luca, C., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L.D., Nawab, S.H. (2006), "Decomposition of Surface EMG Signals". *J Neurophysiol* 96: 1646-1657.
- [2] Rosa I da, G., Garcia, M.A., and Souza, M.N. (2008), "A novel electromyographic signal simulator for muscle contraction studies". *Comput Methods Programs Biomed* 89(3): p. 269-74.
- [3] Dick, F.S., et al. (2000), "Surface EMG models: properties and applications". *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 10(5): p. 313-326.
- [4] McGill, K.C. (2004), "Surface electromyogram signal modeling". *Med Biol Eng Comput* 42(4): p. 446-54.
- [5] Farina, D., Fosci, M., Merletti, R. (2002), "Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables". *J Appl Physiol* 92: 235-247.
- [6] Herzog, W. (2007), "Muscle". In: *Biomechanics of the Musculo-skeletal System*. Eds: Nigg, B.M. and Herzog. New York: John Wiley and Sons, p. 169-225.
- [7] Elder, G.C., Bradbury, k. and Roberts, R. (1982), "Variability of fiber type distributions within human muscles". *J Appl Physiol* 53: 1473-1480.
- [8] Robertson, D.G.E, Caldwell, G.E., Kamen, G., Whittlesey, S.N. (2004), "Research methods in biomechanics". United States: Human Kinetics, 2004.