



COPPE/UFRJ

INVESTIGAÇÃO DE PARÂMETROS ESPECTRAIS DO EMG APLICÁVEIS À
TERAPIA POR BIOFEEDBACK

Carolina Antunes Pereira Almeida

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador(es): Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Rio de Janeiro

Junho de 2010

INVESTIGAÇÃO DE PARÂMETROS ESPECTRAIS DO EMG APLICÁVEIS À
TERAPIA POR BIOFEEDBACK

Carolina Antunes Pereira Almeida

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Ana Paula Fontana, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JUNHO DE 2010

Almeida, Carolina Antunes Pereira

Investigação de Parâmetros Espectrais do EMG Aplicáveis à Terapia por Biofeedback / Carolina Antunes Pereira Almeida – Rio de Janeiro: UFRJ / COPPE, 2010.

VIII, 76 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2010.

Referencias Bibliográficas: p. 61-67.

1. Sinal EMG de superfície. 2. Análise no domínio do tempo. 3. Análise no domínio da frequência. I. Souza, Marcio Nogueira de *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradeço...

... à todos, que acreditaram que eu conseguiria terminar...

... à Kik, Rac e Bab, que me deram todo o apoio e suporte para me ausentar do trabalho e ir estudar...

...ao Professor Infantsi, que me “desafiou” no dia da inscrição para o processo seletivo deste mestrado...

...aos meus pais, que me ensinaram que “o que eu quero, eu posso (se me esforçar)”...

...às amigas Beta, Fê, Aninha, Gaby e ao amigo João, que foram grandes companheiros de estudos e de vida (pois há vida durante o mestrado!)...

...aos amigos do LIB, que participaram de todas as dificuldades e vitórias desse mestrado.

...em especial aos amigos João Catunda e Madjer Martins. Sem vocês TUDO teria sido mais difícil...

...aos Professores (e amigos) Marcio e Pino, que souberam me entender...

*“Quando a gente acredita que já sabe todas as respostas,
vem a vida e muda todas as perguntas.”*

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

INVESTIGAÇÃO DE PARÂMETROS ESPECTRAIS DO EMG APLICÁVEIS À TERAPIA POR BIOFEEDBACK

Carolina Antunes Pereira Almeida

Junho/2010

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

O objetivo geral deste trabalho foi investigar parâmetros a partir da análise espectral do sinal de eletromiografia de superfície, sendo proposta inicialmente a frequência mediana. Este estudo contou com a participação de 40 voluntários saudáveis, com idade média de $26,65 \pm 1,11$ anos. O parâmetro ideal deverá possuir pouca variabilidade para sujeitos normais a fim de ser utilizado como alvo na terapia de *biofeedback* por eletromiografia de superfície. Para isso, foram adquiridos os sinais de eletromiografia de superfície do músculo bíceps braquial em contração isométrica. Os sinais coletados foram processados nos domínios do tempo e da frequência e os parâmetros obtidos a partir do processamento analisados quanto à sua variabilidade. Os resultados no domínio do tempo apresentaram relação linear com o nível de força. Já os resultados no domínio da frequência mostraram-se pouco expressivos, indicando que o uso do parâmetro não é adequado.

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

INQUIRY OF EMG SPECTRAL PARAMETERS APPLICABLE TO THE
BIOFEEDBACK THERAPY

Carolina Antunes Pereira Almeida

June/2010

Advisors: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

The main goal was to investigate surface electrical myography spectral parameters, being initially proposed the median frequency. This study had the participation of 40 healthy volunteers, mean age $26,65 \pm 1,11$ years. The ideal parameter should present low variability for healthy subjects in order to be used as surface EMG biofeedback therapy target. Therefore, surface biceps brachii EMG was acquired during isometric contractions. The acquired signals were processed in time and in frequency domains and the parameters analyzed concerning its variability. The time domain parameter showed linear muscle force relation. On the other hand, the frequency domain parameters revealed low expression, indicating that the use of the parameter is not adjusted.

Sumário

Capítulo 1: Introdução.....	1
Capítulo 2: Biofeedback por eletromiografia.....	3
2.1 Uma breve revisão sobre a terapia de <i>biofeedback</i> por EMGs.....	5
Capítulo 3: Bases fisiológicas	7
3.1 A fibra muscular	7
3.2 As unidades motoras.....	7
3.3 O potencial de ação.....	9
3.4 A força de contração.....	9
3.5 Tipos de ativação muscular	12
3.6 Os circuitos de controle – <i>feedback</i> e <i>feed-forward</i>	12
Capítulo 4: Eletromiografia.....	15
4.1 Origem do Sinal de EMGs.....	15
4.2 Medição do EMG	16
4.2.1 Parâmetros no domínio do tempo.....	16
4.2.2 Parâmetros no domínio da frequência	17
4.3 Fatores que influenciam as características do sinal	20
4.3.1 Posicionamento e distância inter-eletrodos	21
4.3.2 Características das fibras musculares	23
4.3.3 Influência dos tecidos	23
4.3.4 Influência da interface pele-eletrodo	23
4.3.5 Recrutamento motor e frequência de disparo	24
4.3.6 Velocidade de condução.....	25
4.3.7 Fadiga	26
4.4 Variabilidade dos parâmetros de análise do sinal de EMGs	26
4.5 Uso da frequência mediana para analisar o sinal de EMGs	27
Capítulo 5: Materiais e Métodos	29
5.1 Casuística.....	29
5.1.1 Estudo piloto.....	29
5.1.2 Estudo principal.....	29
5.2 Protocolo experimental.....	30
5.3 Instrumentação.....	32

5.3.1	Estudo piloto.....	32
5.3.2	Estudo principal.....	33
5.4	Processamento dos dados	33
5.4.1	Estudo piloto.....	33
5.4.2	Estudo principal.....	34
5.5	Análise estatística	39
5.5.1	Estudo piloto.....	39
5.5.2	Estudo Principal.....	39
Capítulo 6:	Resultados.....	40
6.1	Estudo piloto.....	40
6.2	Estudo principal.....	41
6.2.1	Resultados do filtro <i>Notch</i> implementado	42
6.2.2	Resultados no domínio do tempo	43
6.2.3	Resultados no domínio da frequência.....	46
6.2.4	Resultados da análise de variância	50
6.2.5	Perfil do comportamento do RMS Normalizado.....	54
Capítulo 7:	Discussão.....	55
7.1	Estudo piloto.....	55
7.2	Estudo principal.....	56
7.2.1	Filtro <i>Notch</i>	56
7.2.2	A escolha do melhor parâmetro descritivo do sinal de EMGs	56
Capítulo 8:	Conclusão	60
Referências Bibliográficas.....		61
Anexo I: Códigos em MatLab		68
8.1	Script Principal	68
8.2	Funções associadas	72
8.2.1	Analise_EMGClassico	72
8.2.2	Analise_Espectrogama	73
8.3	Filtro <i>Notch</i> implementado.....	75

Capítulo 1: Introdução

A terapia de *biofeedback* por eletromiografia de superfície (EMGs), utilizada desde os anos 60, pode atuar sobre as deficiências motoras instaladas após um Acidente Vascular Cerebral.

O Acidente Vascular Cerebral é a principal doença neurológica que leva ao aumento do número de pessoas com incapacidades (CHEN *et al.*, 2005). Pode haver prejuízo das funções sensorial, motora, de linguagem, perceptiva e comportamental (DELISA *et al.*, 2004; O'SULLIVAN, SCHMITZ, 1993). As deficiências motoras se caracterizam por paralisia ou fraqueza, respectivamente, hemiplegia e hemiparesia, de todo o hemi corpo oposto ao lado da lesão.

A eficiência da terapia de *biofeedback* já foi bastante investigada. Porém, a literatura mostra-se controversa quanto aos seus benefícios. Alguns estudos não identificaram efeitos positivos (WOODFORD, PRICE, 2007), enquanto que outros (AN *et al.*, 2002; ARMAGAN *et al.*, 2003; BONIFER *et al.*, 2005; INGLIS *et al.*, 1984; JONSDOTTIR *et al.*, 2007; MORELAND *et al.*, 1998; TEASELL *et al.*, 2003; UZUNCA, 2007; WOLF, BINDER MACLEOD, 1983a; WOLF, BINDER MACLEOD, 1983b) apontam melhorias da função motora de pacientes hemiplégicos, até mesmo em casos crônicos.

A terapia utiliza informações obtidas do sinal eletromiográfico para propiciar *feedback* que facilite o controle do recrutamento das unidades motoras localizadas abaixo dos eletrodos. A informação utilizada no *feedback* é normalmente apresentada ao paciente num formato auditivo ou visual de fácil interpretação (PRENTICE, 2005). O *feedback* oferece um acréscimo de informações para o indivíduo, com intuito de levar a um aumento da aprendizagem e à melhora do desempenho motor (CARR, SHEPHERD, 2003).

Infelizmente, com relação aos instrumentos de *biofeedback* por eletromiografia, não existem medidas de referência que sejam aceitas universalmente. Cada fabricante produz instrumentos que servem como seu próprio padrão de referência. Em alguns casos, diferentes equipamentos podem fornecer leituras diferentes para um mesmo grau de recrutamento muscular (PRENTICE, 2005). Além disso, os instrumentos de *biofeedback*, disponíveis no mercado, utilizam parâmetros relacionados à magnitude do sinal, como, por exemplo, o valor eficaz. Tal tipo de informação acarreta problemas de

comparabilidade, uma vez que há uma grande variabilidade do valor deste tipo de parâmetro em experimentos inter e intra indivíduos, pois ele depende do músculo utilizado, do protocolo de aquisição de sinais (ARAUJO *et al.*, 2000), da posição dos eletrodos, da interface eletrodo-pele, entre outros (KAMEN, CALDWELL, 1996). Dessa forma, até hoje, as medições realizadas em instrumentos de *biofeedback* só podem ser comparadas se obtidas de um mesmo indivíduo, em um mesmo músculo, em um mesmo equipamento, no mesmo dia, e mesmo assim ainda podem variar bastante.

Para contornar estes problemas e aumentar a eficiência da terapia com *biofeedback* seria interessante obter uma medida de recrutamento de unidades motoras com menor variabilidade inter e intra-indivíduos. Mantendo a mesma filosofia utilizada atualmente, com base no sinal eletromiográfico, uma possível alternativa seria a utilização da frequência mediana deste sinal. Os eventos fisiológicos envolvidos no recrutamento incluem o aumento da frequência de disparo de unidades motoras e o seu sincronismo. Assim, a frequência mediana do sinal eletromiográfico tem sido considerada uma informação apropriada para monitorização da atividade eletromiográfica ao longo do tempo (SOLOMONOW *et al.*, 1990), onde normalmente o aumento da ativação muscular voluntária é acompanhado do deslocamento da frequência mediana para a direita, na direção das frequências mais altas.

Isto posto, o objetivo geral deste trabalho foi investigar parâmetros a partir da análise espectral do sinal de EMGs, sendo proposta inicialmente a frequência mediana. O parâmetro ideal deverá possuir pouca variabilidade para sujeitos normais a fim de ser utilizada como alvo na terapia de *biofeedback* por EMGs, sem necessitar de normalização.

Para alcançar o objetivo geral estabelece-se aos seguintes objetivos específicos.

- Elaborar e aperfeiçoar protocolo de coleta de sinais de EMGs, do M. Bíceps braquial, para os percentuais de 20, 40, 60, 80 e 100% da contração voluntária máxima (contração isométrica), em sujeitos normais;
- Investigar parâmetros de descrição do espectro de potência do sinal eletromiográfico, tais como as frequências mediana e média, no tocante à sua variabilidade em sujeitos normais;
- Sugerir o melhor parâmetro, com base nos resultados, que possa ser utilizado como alvo na terapia de *biofeedback* por EMGs em paciente hemiplégicos.

Capítulo 2: Biofeedback por eletromiografia

Feedback, ou retroalimentação, é o nome dado ao procedimento através do qual parte do sinal de saída de um sistema é transferida para a entrada deste mesmo sistema, com o objetivo de melhor controlar a saída (Figura 2.1).

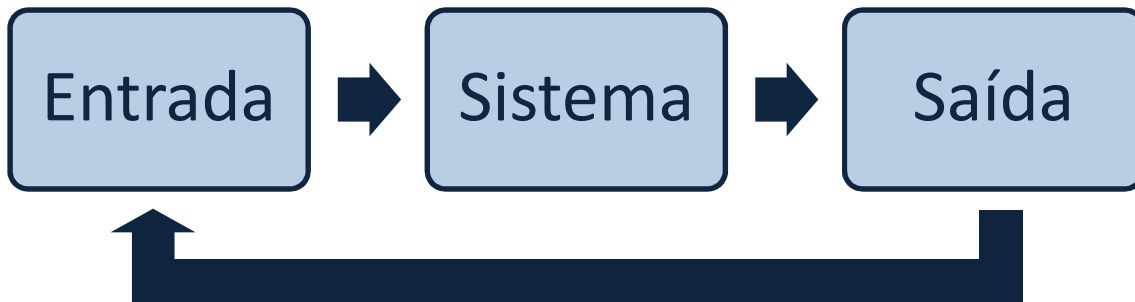


Figura 2.1: Ilustração de uma alça de *Feedback*.

O *feedback* dado por um instrumento de medição que fornece informação em tempo real a respeito de uma função biológica é chamado de *biofeedback*. Pode ser positivo ou negativo, qualitativo ou quantitativo, e motiva o paciente a se empenhar para alcançar uma determinada meta.

Instrumentos que utilizam *biofeedback* são desenvolvidos para monitorar eventos fisiológicos e retornar informações sobre tais eventos ao paciente em um formato de fácil interpretação (PRENTICE, 2005), seja visual, auditivo e/ou cinestésico. Sua utilização informa sobre um processo fisiológico do qual a pessoa geralmente não tem consciência (CARR, SHEPHERD, 2003).

Existem diferentes modalidades de *biofeedback*, que não medem diretamente o evento fisiológico e sim aspectos correlacionados a este. Dessa forma, a leitura do *biofeedback* é tida como uma conveniente indicação do processo fisiológico, mas não deve ser confundida com o processo fisiológico propriamente dito (PRENTICE, 2005). Os instrumentos que utilizam *biofeedback* medem geralmente (1) Temperatura de pele; (2) Condutância da pele; (3) Atividade mioelétrica, (4) Eletroencefalografia, (5) Pressão, (6) Goniometria, entre outros eventos fisiológicos (PRENTICE, 2005).

Certamente o instrumento mais utilizado em reabilitação é o eletromiógrafo, que possibilita a terapia de *biofeedback* por EMG de superfície (EMGs) e surgiu na esfera

da reabilitação como uma terapia auxiliar para o tratamento de desordens neuromusculares (UMPHRED, 1994).

No caso do *biofeedback* por EMGs, o processo fisiológico em questão é o recrutamento das unidades motoras (Figura 2.2) localizadas abaixo dos eletrodos. Esse *feedback* proporciona um acréscimo na quantidade de informações disponíveis para o indivíduo, levando ao aumento da aprendizagem e à melhora do desempenho motor (CARR, SHEPHERD, 2003).

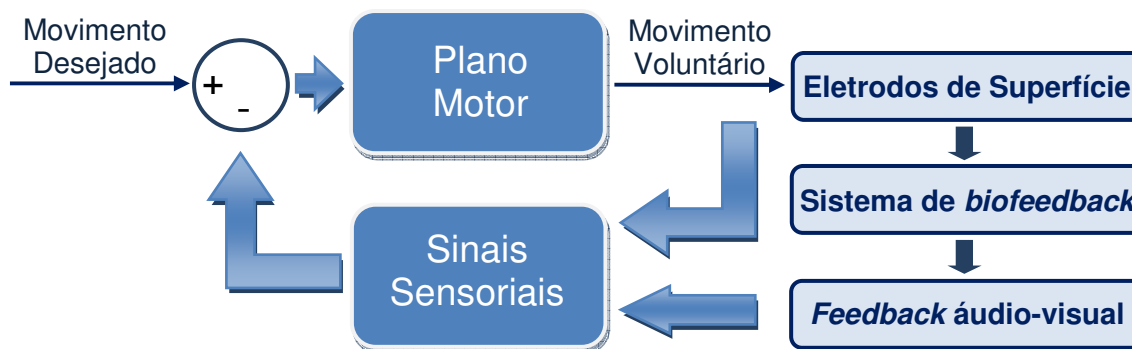


Figura 2.2: Interação do sistema de *biofeedback* por EMGs na alça de *Feedback*.

O eletromiógrafo é utilizado para captar e processar o sinal de EMGs e retroalimentar o sistema motor, por via visual e auditiva. Na prática clínica, é utilizado para ajudar o paciente a aprimorar ou desenvolver um melhor controle motor voluntário após uma lesão (PRENTICE, 2005).

A terapia de *biofeedback* por EMGs ajuda no processo de reabilitação da seguinte forma: (1) Definindo uma meta a ser cumprida – resultado ou comportamento motor (ELFVING *et al.*, 2002a); (2) Permitindo que paciente e terapeuta experimentem diversas estratégias para o cumprimento da meta (STEIN *et al.*, 1990); (3) Reforçando o comportamento motor apropriado (JOHNSON *et al.*, 2004); (4) Propiciando o conhecimento oportuno e acurado dos resultados obtidos.

A maior vantagem desta terapia é proporcionar ao paciente uma forma fácil de perceber como pequenas mudanças do recrutamento motor se refletem no movimento. Ao perceber que determinada estratégia melhora o desempenho motor, o paciente segue reforçando tal estratégia até que se torna possível percebê-la sem a ajuda de instrumentos e praticar o movimento de forma independente. Muitos pacientes se tornam mais motivados, uma vez que o *biofeedback* não pode ser falsamente encorajador, sendo capaz de apresentar pequenos progressos (PRENTICE, 2005).

Embora o sinal de EMGs seja utilizado para determinar a atividade elétrica no músculo, ele não mede força de contração muscular. Deve-se compreender que a atividade mioelétrica constitui parte da informação quanto à qualidade da contração muscular e não a força de contração, que por sua vez, é consequência da quantidade e qualidade do recrutamento das unidades motoras (PRENTICE, 2005) e da frequência de disparo pelos motoneurônios (KAMEN, CALDWELL, 1996; KANDEL, 2000).

Infelizmente, com relação aos instrumentos de *biofeedback*, não existem escalas de medida padronizadas e que sejam aceitas universalmente. Cada fabricante produz instrumentos que servem como seu próprio padrão de referência. Em alguns casos, diferentes equipamentos podem fornecer leituras diferentes para um mesmo grau de recrutamento muscular. Dessa forma, as leituras de *biofeedback* podem ser comparadas apenas se obtidas de um mesmo equipamento (PRENTICE, 2005) e sob as mesmas condições.

2.1 Uma breve revisão sobre a terapia de *biofeedback* por EMGs

Embora a revisão de WOODFORD e PRICE (2007) não tenha encontrado dados quanto ao benefício na terapia de *biofeedback* por EMGs, outros estudos verificaram o oposto: um efeito positivo da terapia na marcha em pacientes hemiplégicos (JONSDOTTIR *et al.*, 2007; UZUNCA, 2007), principalmente quando combinada à terapia convencional (MORELAND *et al.*, 1998), fortalecimento muscular e estimulação elétrica funcional (TEASELL *et al.*, 2003). Percebeu-se que os pacientes puderam caminhar necessitando de menos recursos de assistência (WOLF, BINDER MACLEOD, 1983a).

Quanto ao membro superior, foi observado que os pacientes que mais se beneficiaram da terapia de *biofeedback* por EMGs apresentaram aumento da amplitude de movimento da maioria das articulações, diminuição da hiperatividade dos músculos tipicamente espásticos (WOLF, BINDER MACLEOD, 1983b) e recuperação da função manual (ARMAGAN *et al.*, 2003), especialmente em indivíduos com sensibilidade preservada (AN *et al.*, 2002).

Estudos comparativos da terapia de *biofeedback* por EMGs e terapia convencional mostraram que o grupo submetido à terapia de *biofeedback* apresentou efeitos positivos no membro superior (CROW *et al.*, 1989) e inferior (MORELAND *et*

al., 1998) afetados. O grupo de terapia convencional, quando posteriormente submetido à terapia de *biofeedback* por EMGs, também se beneficiou (INGLIS *et al.*, 1984).

Capítulo 3: Bases fisiológicas

3.1 A fibra muscular

A fibra muscular é uma célula fina e alongada, constituída por sarcolema, sarcoplasma e miofibrilas (COHEN, 2001). O sarcolema e o sarcoplasma são respectivamente a membrana celular e a matriz intra-celular da fibra muscular. Suspensas no sarcoplasma, encontram-se organelas, como o retículo sarcoplasmático e as mitocôndrias, além de várias centenas de miofilamentos denominados miofibrilas, responsáveis pela contração muscular. Estes miofilamentos, são de dois tipos, actina e miosina, e se interdigitam parcialmente determinando um padrão microscópico de estrias que percorre toda a extensão da fibra muscular. A repetição deste padrão denomina-se sarcômero, a unidade contrátil muscular propriamente dita (HAMILL, KNUTZEN, 1999).

As fibras musculares são inervadas por neurônios do sistema nervoso periférico, os motoneurônios inferiores.

3.2 As unidades motoras

Os motoneurônios inferiores, alfa e gama, apresentam seus corpos celulares no corno ventral da medula espinhal e seus axônios deixam a medula pela raiz ventral, cursando pelo nervo espinhal correspondente e em seguida pelo nervo periférico até atingir o músculo (Figura 3.1). Os motoneurônios alfa se projetam para as fibras musculares extra-fusais¹, enquanto que os motoneurônios gama, para as fibras intra-fusais² (KANDEL, 2000). O conjunto motoneurônio alfa e fibras musculares é chamado de unidade motora. Os motoneurônios gama são responsáveis por modular a sensibilidade do fuso neuromuscular ao estiramento (KANDEL, 2000).

1 Fibras Extra-fusais: são as fibras musculares, localizadas fora do fuso neuromuscular, de capacidade contrátil.

2 Fibras Intra-fusais: São fibras musculares modificadas, não contráteis, que se localizam dentro do fuso neuromuscular, sensíveis ao estiramento muscular.

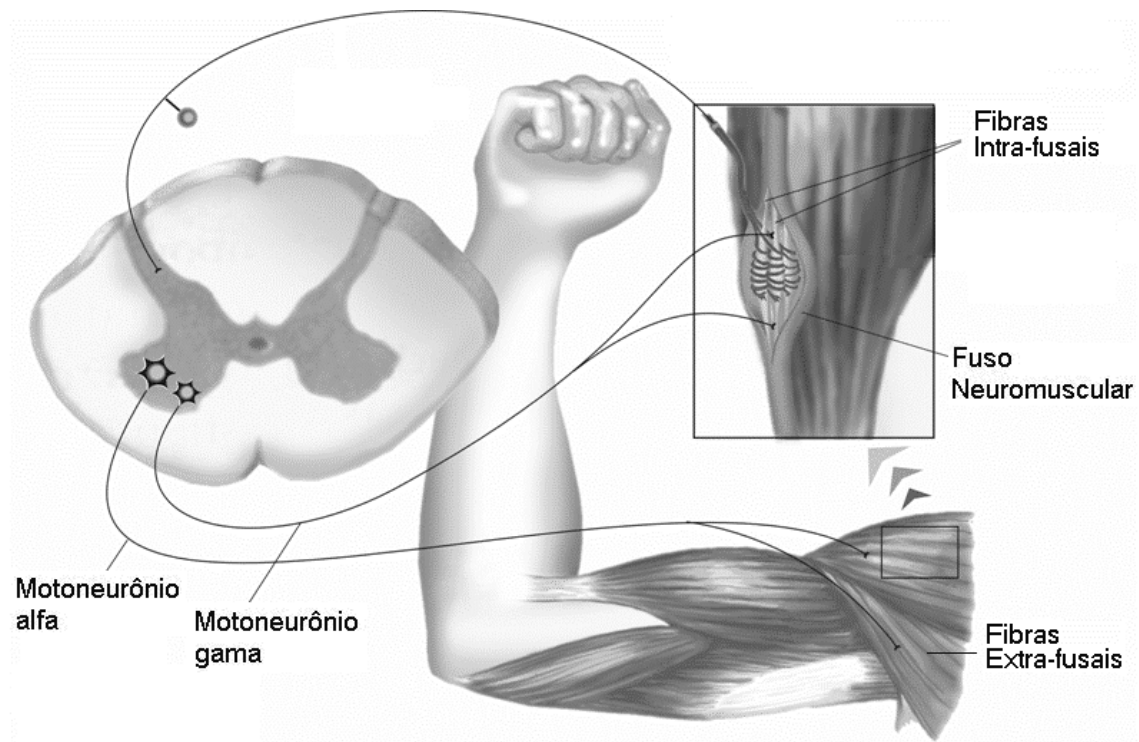


Figura 3.1: Motoneurônio alfa e gama e suas áreas de inervação, a fibras musculares extra-fusais e intra-fusais, respectivamente. Modificado de LENT, 2001.

As unidades motoras são classificadas como de contração lenta ou rápida, de acordo com a velocidade de contração capaz de desempenhar. Os motoneurônios alfa, com axônio pouco calibroso e diminuída velocidade de condução inervam fibras musculares de contração lenta, enquanto que os de maior calibre e maior velocidade de condução inervam as fibras de contração rápida (KANDEL, 2000).

Em geral, pequenos músculos, que reagem rapidamente e são de controle preciso (KANDEL, 2000), apresentam poucas fibras musculares inervadas por uma única fibra nervosa e uma grande quantidade de fibras nervosas envolvidas. Em contra partida, músculos grandes, que não necessitam de um controle muito fino, podem apresentar várias centenas de fibras musculares inervadas por uma única fibra nervosa (GUYTON, 1986). O número de fibras musculares inervadas pelo mesmo motoneurônio é chamado de proporção de inervação, que varia de acordo com o tamanho do músculo (KANDEL, 2000). Exemplificando o exposto, o m. Gastrocnêmio tem mais de 1000 fibras musculares inervadas por uma única fibra nervosa, enquanto que os músculos intrínsecos da mão e músculos extra-oculares têm unidades motoras constituídas por cerca de 10 fibras musculares (KANDEL, 2000).

3.3 O potencial de ação

A ativação de um motoneurônio pelo SNC resulta na propagação de um impulso até a placa motora, onde eventos eletroquímicos culminam na geração de potenciais de ação de fibras musculares (KAMEN, CALDWELL, 1996).

O potencial de ação muscular tem início com o aumento da permeabilidade do Sarcolema ao íon sódio (Na^+), abundante no meio extra-celular, que resulta em um rápido aumento da concentração interna de Na^+ , provocando a despolarização da membrana. Em seguida há um aumento da permeabilidade ao íon potássio (K^+), abundante no meio intra-celular, que eflui para o meio extra-celular, repolarizando a membrana. As porções adjacentes do sarcolema são subsequentemente despolarizadas e o potencial de ação resultante se propaga nas duas direções ao longo da fibra (KAMEN, CALDWELL, 1996). A despolarização permite o influxo de íons Cálcio (Ca^{++}), que provoca a liberação do Ca^{++} armazenado no retículo sarcoplasmático, essencial ao mecanismo de interação das miofibrilas responsável pela contração muscular.

A velocidade com que o potencial se propaga é chamada velocidade de condução, e é dependente da permeabilidade da membrana e da velocidade com que Na^+ influi para o meio intra-celular (KAMEN, CALDWELL, 1996).

Um potencial de ação isolado gera uma resposta na forma de abalo muscular, ou seja, na forma de uma contração breve seguida de relaxamento. O músculo desenvolve tensão significativa e cria o movimento propriamente dito quando são gerados múltiplos potenciais de ação (HAMILL, KNUTZEN, 1999).

3.4 A força de contração

O sistema nervoso pode graduar a força de contração de duas maneiras diferentes. A primeira é variando o número de unidades motoras que serão ativadas. Esse mecanismo é chamado de recrutamento. A segunda maneira é variando a frequência de disparo dos potenciais de ação pelo motoneurônio. Esse mecanismo é chamado de modulação de frequência (KAMEN, CALDWELL, 1996; KANDEL, 2000).

O recrutamento se dá atendendo ao princípio do tamanho, isto é, quando um grupo funcional de motoneurônios é ativado por via sináptica, as entradas fracas iniciais estimulam as unidades motoras de mais baixo limiar de excitação, as de menor tamanho de corpo celular. À medida que as entradas aumentam de intensidade, as unidades

motoras de corpos celulares maiores vão sendo ativadas em sequência, de acordo com seu tamanho. Para essa ativação sequencial existem duas consequências. A primeira, que o recrutamento ordenado simplifica a tarefa de modulação da força muscular, ou seja, os centros superiores somente precisam determinar o grau de estimulação sináptica que deve ser aplicada ao músculo, sendo desnecessário gerenciar a seleção de combinações específicas de unidades motoras para gerar a intensidade necessária de força. A segunda, que as unidades motoras mais lentas são as mais intensamente utilizadas, uma vez que são recrutadas em todas as contrações. As unidades motoras rápidas somente serão mobilizadas quando a tarefa exigir um alto grau de força (KANDEL, 2000).

O aumento da frequência de disparo dos potenciais de ação resulta em um novo abalo muscular antes mesmo de o abalo anterior ser concluído. Uma vez que se inicia com o músculo em estado de contração parcial, o novo abalo resulta em um grau de encurtamento maior do que de um abalo isolado. Aumentando-se progressivamente a frequência de estimulação (Figura 3.2) atinge-se por fim uma frequência tal que se torna impossível distinguir contrações individuais sucessivas. Este estado é denominado tétano (GUYTON, 1986).

Mesmo quando não ocorre o tétano de unidades motoras individuais, a tensão exercida pela totalidade do músculo ainda é contínua, porque as diferentes unidades motoras disparam de maneira assíncrona, ou seja, enquanto uma se contrai, outra relaxa. Consequentemente, mesmo quando as unidades disparam com uma frequência incapaz de gerar tetanismo, a contração, embora mais fraca, é bastante regular (GUYTON, 1986).

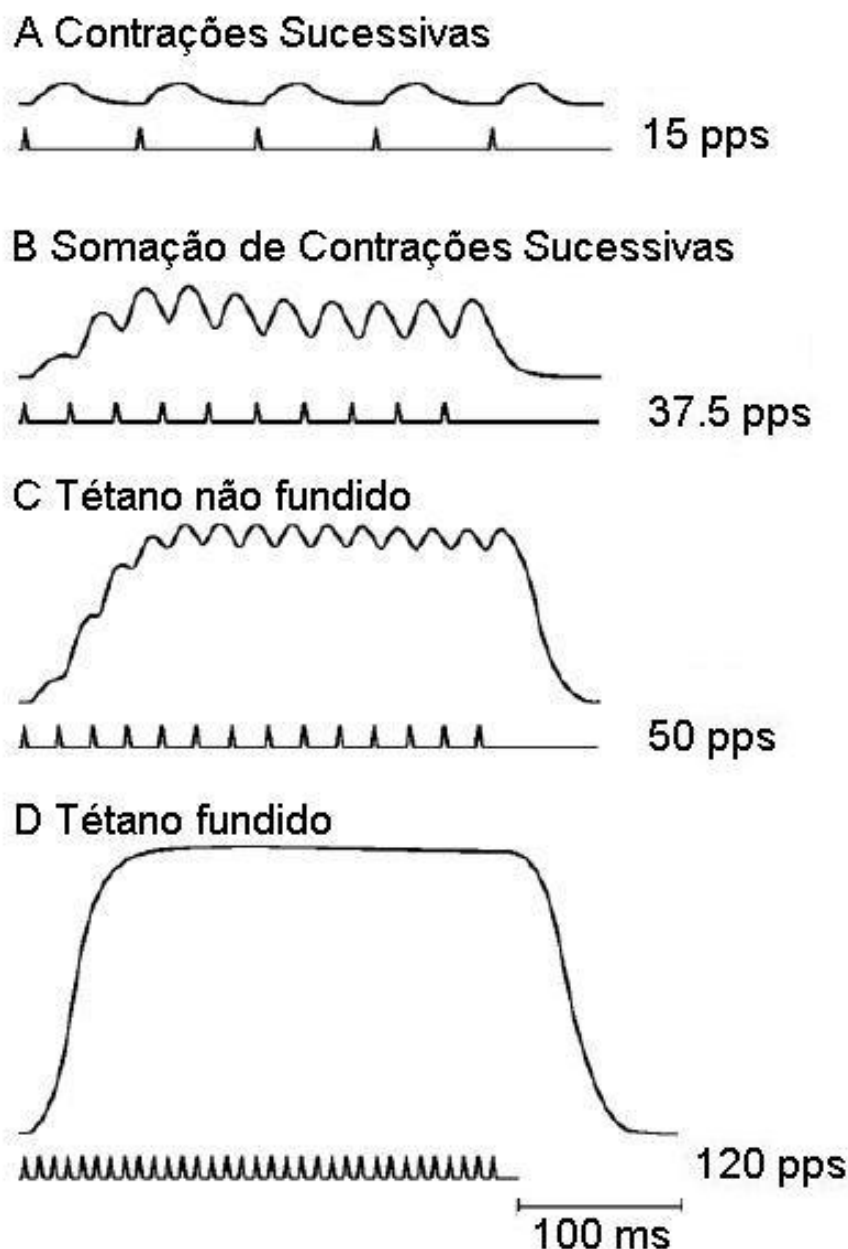


Figura 3.2: Variação da tensão em um músculo e a correspondente frequência de disparo dos potenciais de ação pelo motoneurônio (PPS - picos por segundo). (a) Contrações sucessivas por estímulos sucessivos de baixa frequência. (b) Somação de contrações sucessivas pelo aumento da frequência de disparo, fazendo com que a força produzida pelo abalo não retorne à linha de base antes de um novo abalo ser evocado. (c) Tétano não fundido produzido por um novo aumento da frequência de disparo que leva a um nível de força médio maior, com ondulações mais discretas. (d) Tétano fundido, produzido em altas frequências, quando a força média é maior que em (c) e não são mais produzidas ondulações (KANDEL, 2000).

A contração forte e prolongada de um músculo leva ao estado de fadiga muscular que resulta da incapacidade de manter o funcionamento de forma contínua, quanto aos processos contrátil e metabólico. A estimulação nervosa e a propagação do

potencial de ação pelo músculo continuam normalmente, no entanto a contração se torna cada vez mais fraca devido à redução na produção de moléculas de Trifosfato de Adenosina (ATP), fonte de energia para a contração (GUYTON, 1986).

3.5 Tipos de ativação muscular

Na ativação isométrica, como o próprio nome diz, o músculo produz uma força enquanto mantém o seu comprimento constante. Em contrapartida, na ativação isotônica, ele produz força enquanto varia o seu comprimento. Se a ativação isotônica é concêntrica, a produção de força ocorre à medida que se contrai ou encurta, enquanto que se é excêntrica, produz força enquanto se alonga ou relaxa (NEUMANN, 2006).

Muitas atividades comuns empregam os três tipos de ativação, por exemplo, beber um copo de água. A ativação do m. bíceps braquial, durante esta tarefa, é concêntrica, quando o indivíduo conduz o copo de uma superfície até a boca, e excêntrica, quando o retorna para a superfície. Se no intervalo entre goles, o indivíduo sustenta o copo, sem apoiá-lo em lugar algum, está ativando o m. bíceps isometricamente.

Deve ser mencionado que o termo contração é frequentemente usado como sinônimo de ativação, não importando se o músculo está alongando, encurtando ou mantendo seu comprimento. O termo contrair significa aproximar, conseqüentemente seu uso pode ser confuso quando descreve uma ativação isométrica ou excêntrica. Tecnicamente, a contração de um músculo ocorre apenas durante uma ativação concêntrica (NEUMANN, 2006).

3.6 Os circuitos de controle – *feedback* e *feed-forward*

Um ato motor voluntário começa com a decisão de fazê-lo, que ocorre no lobo frontal do cérebro. Em seguida, as áreas de planejamento motor e os circuitos de controle são ativados. Formados pelo cerebelo e núcleos da base, os circuitos de controle regulam as atividades das vias motoras descendentes, ativando ou inibindo os motoneurônios inferiores. O resultado disto é a elaboração de um programa motor apropriado para desempenhar o ato motor desejado (KANDEL, 2000).

Os movimentos voluntários são aperfeiçoados pela prática uma vez que aprendemos a corrigir e antecipar o plano motor em virtude das perturbações que o meio

ambiente provoca no corpo (KANDEL, 2000). O sistema nervoso faz isto de duas maneiras:

I Utiliza os sinais sensoriais, resultantes do plano motor em execução, para atuar diretamente no movimento – *feedback*, e

II Utiliza os sentidos para perceber perturbações eminentes e iniciar estratégias pró-ativas baseadas na experiência motora prévia – *feed-forward*.

A compreensão dessas duas formas de controle é central para entender como o sistema motor controla a postura e os movimentos (KANDEL, 2000).

No controle por *feedback* (Figura 3.3), os sinais sensoriais, são comparados com o sinal de referência do plano motor. Qualquer diferença entre os dois significa que o plano motor não está adequado à situação e por isso requer ajustes.

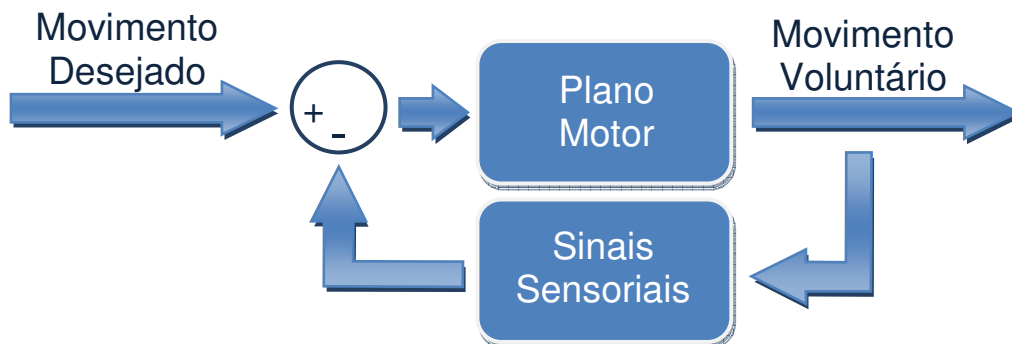


Figura 3.3: Representação simplificada da alça fechada de *feedback* para controle do movimento voluntário.

O sistema de *feed-forward* (Figura 3.4), por outro lado, controla os atos motores de forma antecipatória, necessitando de uma integração dos sentidos à experiência motora prévia para operar corretamente. É continuamente utilizado no controle postural para compensar as mudanças do centro de massa desde o movimento de um membro até durante a respiração. A experiência é importante, pois guarda os planos motores executados previamente e os utilizam como referência para a elaboração dos novos planos motores (KANDEL, 2000).

Em indivíduos acometidos por lesões do sistema nervoso, as alças de *feedback* e *feed-forward* são afetadas por alterações dos blocos que as compõem, em especial quanto à elaboração e execução do plano motor. A intervenção terapêutica reforça principalmente a alça de *feedback* durante o (re)aprendizado motor.

O aprendizado é a geração de novas representações corticais, dependentes de estímulo e de experiência, ou ainda a modificação de representações anteriores. De uma forma geral, o objetivo da intervenção terapêutica é (re)aprender a executar uma atividades motoras com êxito (CARR, SHEPHERD, 2003), cumprindo o objetivo de uma tarefa proposta.

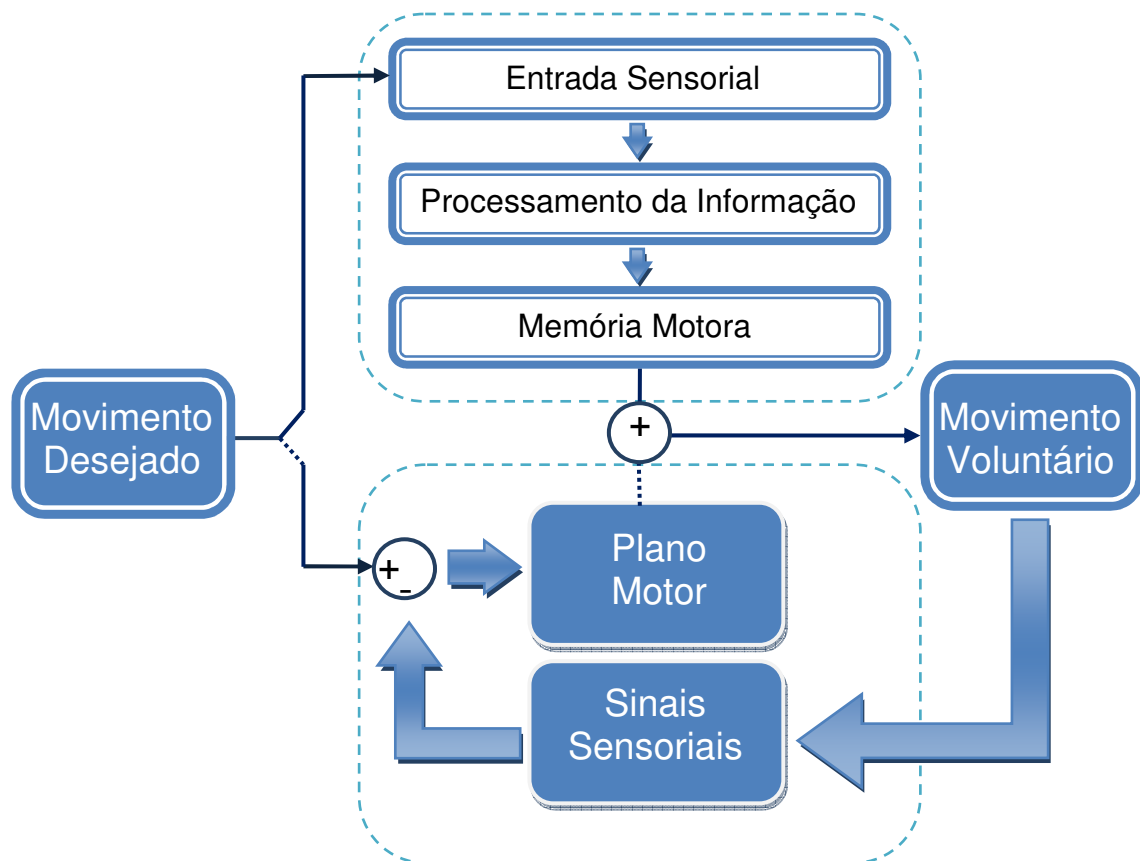


Figura 3.4: Representação simplificada da atuação da alça aberta de *Feed-Forward* sobre a alça fechada de *Feedback* para controle antecipatório do movimento voluntário.

Capítulo 4: Eletromiografia

4.1 Origem do Sinal de EMGs

O sinal de EMGs é a representação superficial da atividade elétrica nas fibras musculares de um músculo em contração (KAMEN, CALDWELL, 1996; ZHOU, RYMER, 2004).

Os potenciais de ação das fibras musculares inervadas por um único motoneurônio alfa se somam para produzir o potencial de ação da unidade motora (KAMEN, CALDWELL, 1996). Os potenciais de ação das unidades motoras (MUAP) se somam para produzir o sinal de EMGs (Figura 4.1) (ZHOU, RYMER, 2004).

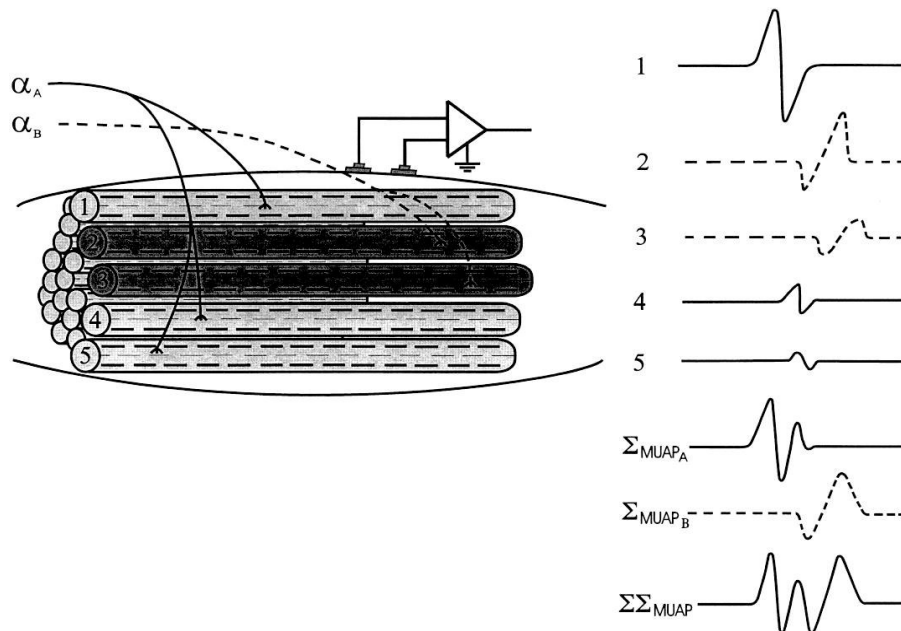


Figura 4.1: O motoneurônio α_A inerva as fibras musculares 1, 4 e 5 formando a unidade motora A, e o motoneurônio α_B inerva as fibras musculares 2 e 3 formando a unidade motora B. O potencial de ação gerado em cada fibra muscular está representado pelas curvas de 1 a 5. Os MUAP_A e MUAP_B são os somatórios dos potenciais de ação das fibras 1, 4 e 5, e das fibras 2 e 3, respectivamente. O sinal de EMGs é o somatório dos potenciais de MUAP_A e MUAP_B (KAMEN, CALDWELL, 1996).

Embora o sinal de EMGs seja considerado representativo da atividade mioelétrica abaixo da área de captação dos eletrodos, a quantidade de MUAPs que de fato é representada é bastante pequena. De forma geral, o sinal de EMGs é representativo da atividade mioelétrica das unidades motoras à profundidade de 1 a

1,2 cm (FUGLEVAND *et al.*, 1992). Apenas as unidades motoras maiores são detectáveis à profundidade da ordem de 3,5 cm. O sinal proveniente do restante do músculo é captado pelos eletrodos como ruído (FUGLEVAND *et al.*, 1992). Isto posto, é coerente esperar que quanto maior e mais profundo for o músculo, o sinal eletromiográfico será menos representativo da sua atividade mioelétrica.

4.2 Medição do EMG

O sinal de EMGs (Figura 4.2a) é comumente representado por parâmetros no domínio do tempo e no domínio da frequência.

4.2.1 Parâmetros no domínio do tempo

Algumas das primeiras técnicas para avaliação do sinal de EMGs envolviam a medição da amplitude pico a pico e a contagem manual do número de picos que ultrapassavam um determinado valor, a partir de um registro em papel (KAMEN, CALDWELL, 1996). Com os avanços tecnológicos, outros métodos mais modernos puderam ser desenvolvidos.

Atualmente, os parâmetros no domínio do tempo mais utilizados são o valor médio do sinal retificado (ARV) e o valor da raiz média quadrática (RMS). Este último cálculo resulta em um valor associado à potência do sinal no intervalo analisado.

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (4.1)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (4.2)$$

Onde x_i é o sinal de EMGs amostrado e N é o número de amostras do trecho considerado na análise (FARINA, MERLETTI, 2000).

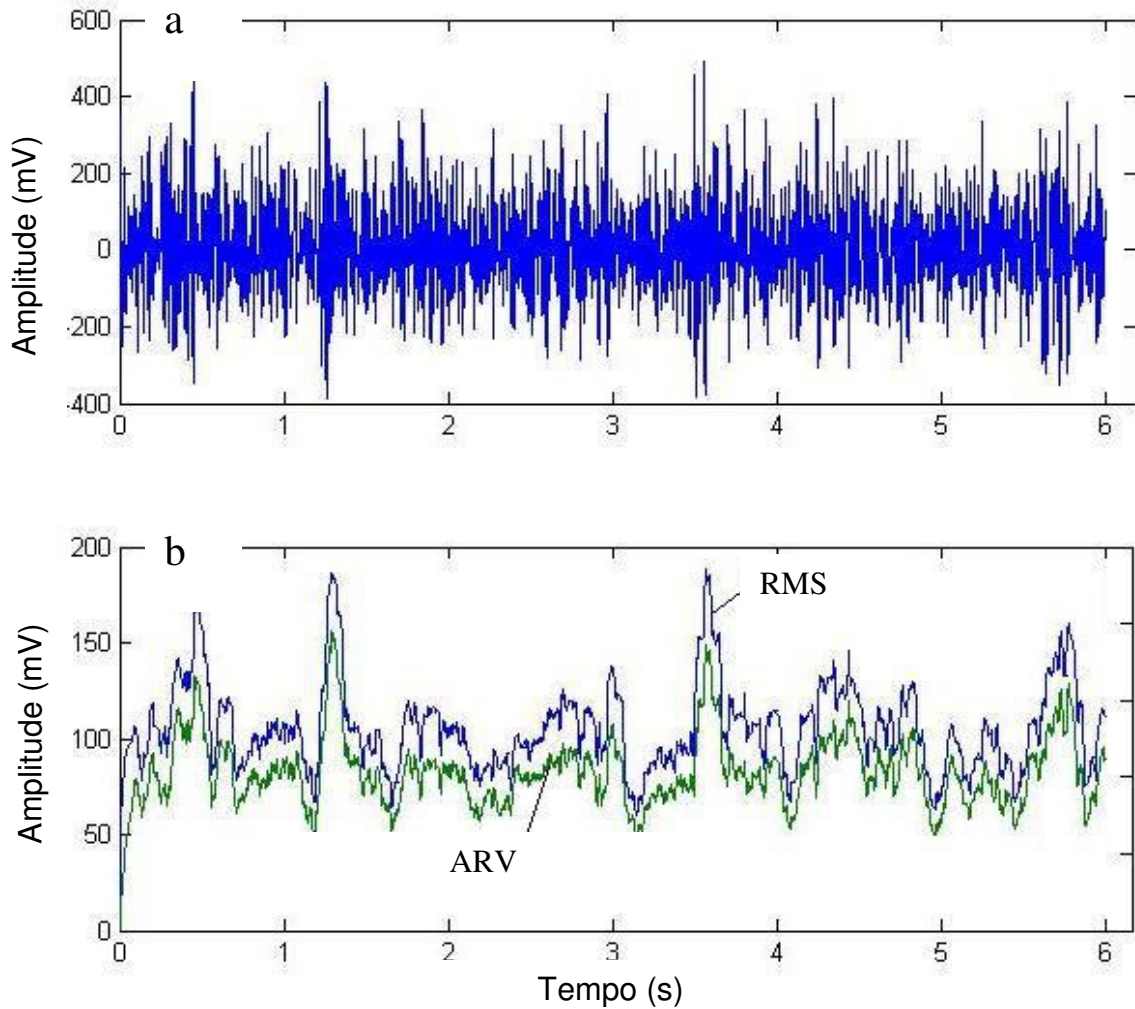


Figura 4.2: (a) Sinal de EMGs; (b) Representações do sinal pelos parâmetros no domínio do tempo.

4.2.2 Parâmetros no domínio da frequência

Tradicionalmente a análise no domínio da frequência tem como base a representação de sinais pela série de Fourier ou pela transformada de Fourier.

A série de Fourier é uma forma de representar sinais periódicos por meio da soma de senos e cossenos com diferentes amplitudes e frequências, como mostrado na equação 4.3 (ELFVING *et al.*, 2002a).

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cdot \cos(n\omega_0 t) + b_n \cdot \sin(n\omega_0 t)] \quad (4.3)$$

Para $t_0 < t < t_0 + T$

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} f(t) dt \quad (4.4)$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} f(t) \cdot \cos(n\omega_0 t) dt \quad (4.5)$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} f(t) \cdot \sin(n\omega_0 t) dt \quad (4.6)$$

Onde $T = \frac{2\pi}{\omega_0}$ é o período, t representa o tempo, ω_0 é a frequência fundamental, e $f(t)$ é a função que será representada pela série.

Já a transformada de Fourier é uma transformada integral que expressa os sinais por meio de funções de base sinusoidais (equação (4.7)). Basicamente a transformada de Fourier é uma extensão da série de Fourier que permite mapear para o domínio da frequência sinais não periódicos.

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt \quad (4.7)$$

Onde $f(t)$ é a função que será representada pela transformada, ω é a frequência angular, e j é a unidade imaginária.

O resultado permite uma representação gráfica conhecida como densidade espectral. Entretanto, a interpretação das componentes de frequência é facilitada quando se utiliza a função de densidade de potência (PSD),

$$P = S^2(f) \quad (4.8)$$

obtida a partir do quadrado da densidade espectral (KAMEN, CALDWELL, 1996).

Para cálculos computacionais, onde as integrais são substituídas por somatórios, utiliza-se a transformada discreta de Fourier (DFT),

$$X_r = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j \cdot \frac{2\pi}{N} \cdot r \cdot n} \quad (4.9)$$

onde N é o número de amostras do sinal, j é a unidade imaginária e r é o harmônico analisado ($r = 0, \dots, N - 1$).

Em algumas situações a DFT pode ser calculada por um eficiente algoritmo denominado transformada rápida de Fourier ou FFT (do inglês *fast Fourier transform*).

A FFT é mais rápida e eficiente, quando está envolvido um grande número de pontos, embora exija que este número seja uma potência de 2. Se o sinal sob análise apresenta um número de pontos diferente de uma potência 2, pode ser vantajoso (do ponto de vista do tempo de computação) truncar ou completar o sinal com zeros até que se obtenha um número de pontos apropriado para uso da FFT.

Assim como o número de pontos utilizados para a análise espectral é finito, o número de frequências que podem ser utilizadas para representar o sinal também o é, e está relacionado com a frequência de amostragem do sinal e o número de pontos utilizados para o cálculo da DFT. Todos estes efeitos ocorrem, pois o cálculo da DFT, assim como na série de Fourier, pressupõe a periodicidade do sinal em análise, o que não é verdadeiro no caso do sinal de EMG.

Dessa forma, qualquer alteração no número de pontos utilizados para o cálculo da DFT resulta numa alteração de frequências que podem ser corretamente representadas. Estas alterações resultam no vazamento espectral, ou seja, na representação de uma frequência específica por uma combinação de outras. Este é um problema sem solução, pois não é possível determinar uma relação de tempo para análise e frequência de amostragem que garanta uma análise sem erros para sinais não periódicos. Apesar disto, a envoltória do espectro é pouco alterada por estes pequenos erros. Alguns fatores podem afetar o espectro de potência do EMG, como mudanças no disparo das unidades motoras, na forma do potencial de ação e dos padrões de recrutamento (LOWERY *et al.*, 2002) como veremos à diante.

Os parâmetros de frequência relacionados à geração de sinal mioelétrico são representativos dos processos fisiológicos associados à excitação das unidades motoras. O recrutamento de uma unidade motora resulta na geração de várias potências de ação de amplitude, forma e características de frequência específicas, e resulta na formação de um trem de potenciais específico para cada unidade motora. Desta forma, o conteúdo de

frequência do sinal de EMGs está relacionado ao número de unidades motoras envolvidas bem como à excitação das mesmas (KAMEN, CALDWELL, 1996).

A análise do sinal de EMGs no domínio da frequência envolve a caracterização do espectro de potência do sinal ($s^2(f)$). As duas variáveis mais utilizadas para tal caracterização são a frequência média ($f_{média}$), definida como:

$$f_{média} = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=1}^M P_i} \quad (4.10)$$

e a frequência mediana ($f_{mediana}$), definida como a frequência que satisfaz a igualdade

$$\sum_{i=1}^{f_{mediana}} P_i = \sum_{i=f_{mediana}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (4.11)$$

onde P_i é a i ésima linha do espectro de potência do sinal de EMGs e M é o maior harmônico considerado (FARINA, MERLETTI, 2000).

É possível mostrar que o formato do espectro de potências determina a razão entre a $f_{mediana}$ e a $f_{média}$. Quando esta razão é unitária, o espectro é simétrico em relação à sua linha central. Uma cauda na região de altas frequências, por exemplo, implica em $f_{média}$ maior que $f_{mediana}$. Uma razão $f_{média}/f_{mediana}$ que varia ao longo do tempo implica num espectro que muda de forma ao longo do tempo (FARINA, MERLETTI, 2000).

Os parâmetros de frequência do sinal de EMGs são utilizados para descrever fenômenos fisiológicos como fadiga e patologias neuromusculares (KAMEN, CALDWELL, 1996).

4.3 Fatores que influenciam as características do sinal

Vários fatores podem afetar as características do sinal de EMGs. Dentre elas podemos citar o diâmetro e o número de fibras musculares, o tecido e a interface eletrodo-pele, o condicionamento do sinal, o número de unidades motoras ativas, a distância entre a superfície da pele e as fibras musculares, a velocidade de condução, o fluxo sanguíneo no músculo, à distância inter-eletrodos, a relação tipo de fibra e sua

localização e a taxa de disparo das unidades motoras. Estes fatores são apresentados de forma esquemática na Figura 4.3 e alguns deles são abordados no texto a seguir.

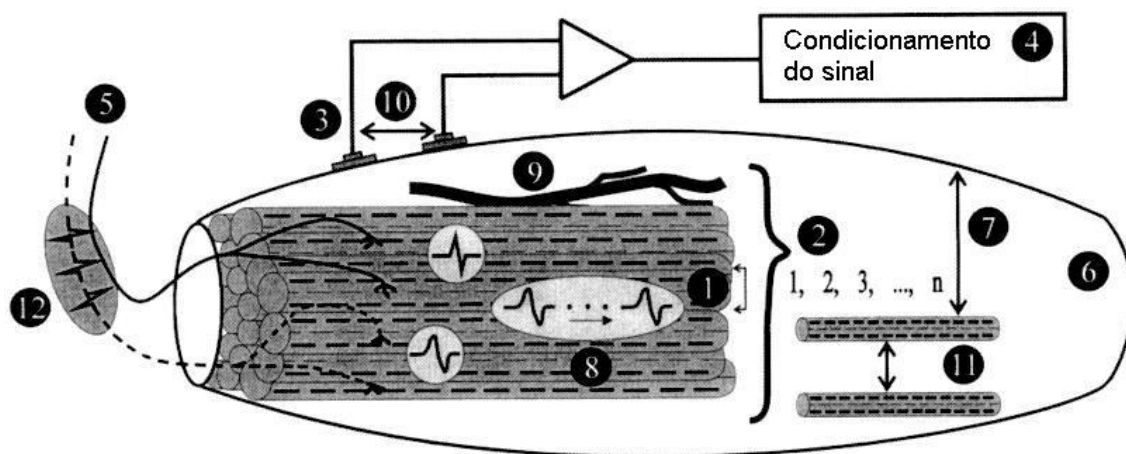


Figura 4.3: Alguns elementos que influenciam o sinal de EMGs: (1) o diâmetro da fibra muscular, (2) o número de fibras musculares, (3) a interface eletrodo-pele, (4) o condicionamento do sinal, (5) o número de unidades motoras ativas, (6) o tecido, (7) a distância entre a superfície da pele e as fibras musculares, (8) a velocidade de condução, (9) o fluxo sanguíneo no músculo, (10) a distância inter-eletrodos, (11) a relação tipo de fibra e sua localização, (12) taxa de disparo das unidades motoras (KAMEN, CALDWELL, 1996).

4.3.1 Posicionamento e distância inter-eletrodos

Um estudo (FARINA *et al.*, 2002) sobre a análise do sinal de EMGs do m. trapézio superior avaliou a variabilidade dos parâmetros, ARV, RMS e frequências mediana e média, como função da localização e distância inter-eletrodos, para cinco diferentes posições do braço. A análise dos resultados sugere que a variabilidade dos parâmetros no domínio do tempo e da frequência é semelhante e fortemente influenciada por este posicionamento de eletrodos. Estes achados estão em acordo com relatado por ELFVING *et al* (2002b). Os autores sugerem que qualquer dos parâmetros estudados pode ser utilizado para monitorizar a atividade muscular, porém recomendam a padronização no posicionamento dos eletrodos. Esta padronização deve minimizar a variabilidade dos parâmetros estudados, permitindo a comparação entre diferentes estudos.

No mesmo trabalho (FARINA *et al.*, 2002) os autores descrevem que para a localização ideal dos eletrodos, deve-se primeiro identificar a zona de inervação (ZI), que corresponde ao local onde a menor amplitude ou maior frequência (média e

mediana) é detectável pelo sinal de EMGs em uma configuração diferencial³. A ZI é dada em termos do percentual da distância entre dois pontos de referência anatômicos, que no caso do m. Trapézio superior é em 52% da distância entre o acrômio e a sétima vértebra cervical. Esperava-se que a ZI variasse em função da mudança da posição do braço. No entanto tal variação foi encontrada em apenas uma das cinco diferentes posições, o que demonstra que esta ZI independe da posição do braço.

Quanto à distância inter-eletrodos, seu aumento, dentro da faixa estudada de 5 à 40 mm, foi acompanhado pelo aumento da amplitude do EMGs e pela diminuição das frequências mediana e média (FARINA *et al.*, 2002). Os valores de amplitude variaram mais de 100% e de frequência mais de 60%. Conforme o estudo mostrou, 20 mm de distância inter-eletrodos parece ser a distância adequada para uma análise muscular.

No estudo de ELFVING *et al* (2002b), sobre a variação da frequência mediana com relação a distância inter-eletrodos, a frequência mediana do m. eretor da espinha foi obtida a intervalos de 1 segundo, durante 45 segundos, para um conjunto de 15 indivíduos. Uma regressão linear foi utilizada para descrever o comportamento da frequência mediana ao longo do tempo. A frequência mediana inicial foi definida como o intercepto desta regressão linear. Neste estudo foi detectado que o aumento de 2 para 4 cm na distância inter-eletrodos provocou uma diminuição média de 8% na frequência mediana e inicial⁴. No entanto, analisando as medidas individuais de frequência mediana inicial, o autor encontrou diminuição em 61% dos casos, aumento em 24% e nenhuma alteração em 15%. Ou seja, embora tenha considerado que o aumento da distância inter-eletrodos resulte na diminuição frequência mediana inicial, os casos de aumento ou inalteração geram dúvida quanto ao real comportamento da frequência mediana inicial com relação ao aumento da distância inter-eletrodos.

Outros autores também encontraram resultados indicando que o aumento da distância inter-eletrodos desloca o espectro de potência na direção das frequências mais baixas, o que pode ser expresso pela diminuição das frequências mediana e média (KAMEN, CALDWELL, 1996). O conhecimento desta influência é importante para a comparação de diferentes estudos (ELFVING *et al.*, 2002b). Por outro lado, é sugerido na literatura que o aumento da distância inter-eletrodos pode aumentar a profundidade

3 Arranjo bipolar no qual dois eletrodos adjacentes captam o sinal mioelétrico e o submetem à um amplificador diferencial em relação à um eletrodo de referência (neutro).

4 A frequência mediana de cada intervalo de 1 segundo do sinal gravado (total de 45 segundos) foi calculada e em seguida submetida à regressão linear como função do tempo. A frequência mediana inicial foi definida como o intercepto da regressão linear e serve como parâmetro da variação da frequência mediana.

detectável pelos eletrodos (FUGLEVAND *et al.*, 1992), o que resulta em um aumento do número de MUAPs detectáveis. Se não utilizarmos uma distância inter-eletrodos fixa, haverá uma grande variabilidade tanto dos parâmetros de frequência quanto de amplitude.

Para o trabalho aqui proposto, assumiremos o padrão de 20 mm de distância inter-eletrodos verificado no estudo de FARINA *et al* (2002) e recomendado pela *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles – SENIAM* (HERMENS *et al.*, 2000).

4.3.2 Características das fibras musculares

Algumas características das fibras musculares como tipo de fibra e área de secção transversa provocam alterações do sinal de EMGs em amplitude e velocidade.

Os parâmetros de frequência também são afetados pelas mudanças do comprimento muscular. Durante a contração muscular, a fibra se encurta e seu diâmetro aumenta. Isto se reflete em uma mudança nas características da membrana e por consequência no potencial de ação resultante (KAMEN, CALDWELL, 1996). Isso também explica porque a interpretação do EMGs durante contrações isotônicas pode ser mais difícil, já que durante uma contração isotônica o músculo adota diferentes comprimentos e cada um deles apresenta uma característica de membrana e de potencial de ação diferente. Além disso, durante a ativação isotônica os eletrodos sobre a pele não acompanham a variação de comprimento do músculo, alterando também o sinal.

4.3.3 Influência dos tecidos

A camada de tecido entre as fibras musculares e os eletrodos, além do fluxo sanguíneo, produzem o efeito de um filtro passa baixas sobre o sinal de EMGs (KAMEN, CALDWELL, 1996). Indivíduos com dobra cutânea grande tendem a manifestar menor frequência mediana do sinal de EMGs do que indivíduos com dobra cutânea pequena (DE LA BARRERA, MILNER, 1994).

4.3.4 Influência da interface pele-eletrodo

Durante a aquisição de sinais biológicos, os eletrodos introduzem um componente de ruído introduzido ao sinal. No caso dos eletrodos de superfície, a interface pele-eletrodo parece ser a principal causa deste ruído (HUIGEN *et al.*, 2002).

Quando utilizamos um eletrodo de superfície, a pele passa a fazer parte do funcionamento do eletrodo. Conseqüentemente, a qualidade de transdução dos eletrodos passa a depender também das propriedades e preparo da pele (HUIGEN *et al.*, 2002).

A presença de ruído afeta o espectro de potência, provocando um aumento da frequência mediana, conforme ilustrado na Figura 4.4 (HEWSON *et al.*, 2003).

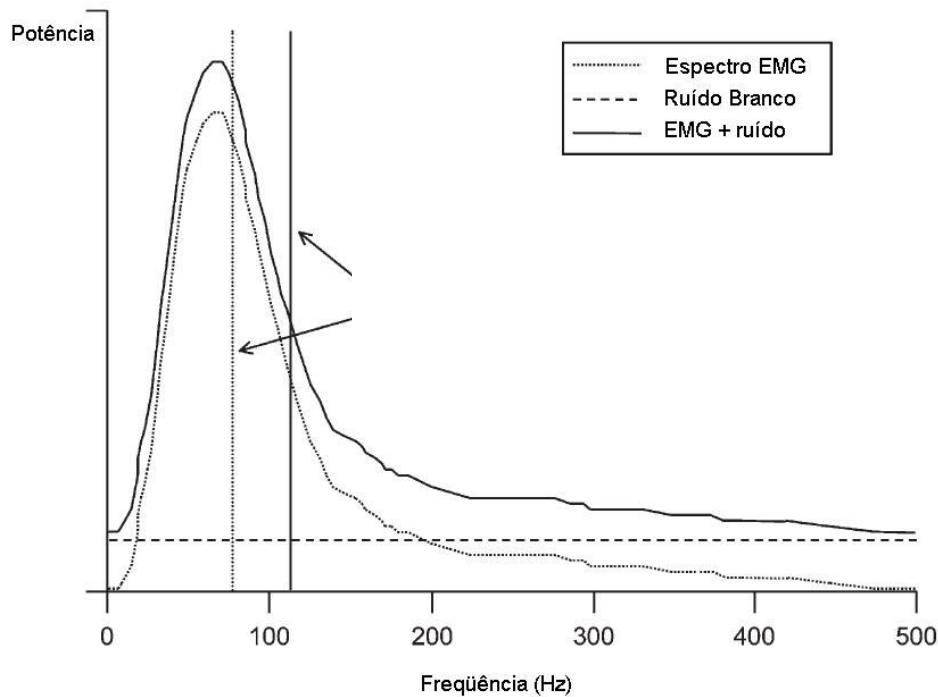


Figura 4.4: Exemplo de mudança da frequência mediana com adição de ruído branco (0-500Hz) ao espectro de potência do EMGs (HEWSON *et al.*, 2003).

Estabelecer uma adequada interface pele-eletrodo é importante para obter um melhor registro do sinal de EMGs com menos interferência elétrica e menos ruído. Para isso o preparo da pele é importante para um melhor contato do eletrodo à pele. A SENIAM recomenda apenas a remoção dos pelos e a limpeza da área com álcool.

4.3.5 Recrutamento motor e frequência de disparo

O SNC atua sobre a geração de força muscular por meio do recrutamento de unidade motoras, seguindo o princípio de recrutamento (MENDELL, 2005), e da modulação da frequência de disparos feitos pelos motoneurônios (ZHOU, RYMER, 2004). O aumento da força muscular é acompanhado do aumento do recrutamento de unidades motores e aumento da frequência de disparo (KAMEN, CALDWELL, 1996; KANDEL, 2000), provocando alteração do padrão eletromiográfico (ZHOU, RYMER,

2004). Entretanto, não é possível identificar o quanto que da mudança no sinal de EMGs está relacionada às diferenças no recrutamento das unidades motoras, à taxa de disparo, ou às mudanças nas propriedades dos potenciais de ação (ZHOU, RYMER, 2004).

Um estudo (SOLOMONOW *et al.*, 1990) mostrou que a frequência mediana, ARV e RMS, aumentam linearmente durante recrutamento das unidades motoras, independente da frequência de disparo ser constante ou crescente.

Estudos afirmam que a frequência mediana apresenta baixa sensibilidade às mudanças na frequência de disparo (PAN *et al.*, 1989; SOLOMONOW *et al.*, 1990; ZHOU, RYMER, 2004).

Sendo assim, podemos considerar que a contribuição da frequência de disparo para o espectro de potência é pequena, e que o deslocamento do espectro para a direita, observado durante o aumento de força, é atribuído basicamente ao recrutamento de unidades motoras.

Consideramos que a frequência mediana seja um bom parâmetro para a análise do sinal de EMGs, entendendo que é dependente, principalmente, do recrutamento de unidades motoras e das propriedades do potencial de ação, principalmente a velocidade de condução.

4.3.6 Velocidade de condução

A velocidade de condução é a velocidade com que o potencial de ação da fibra muscular se propaga pelo sarcolema. É uma medida útil na prática clínica, pois está fortemente relacionada à força de contração e ao aumento da tensão muscular (KAMEN, CALDWELL, 1996). Quanto maior a velocidade de condução, mais forte e mais rapidamente se inicia a contração muscular. Para tal é necessário o recrutamento de um número maior de unidades motoras, resultando em um sinal de EMGs de maior amplitude.

Fibras musculares com velocidade de condução alterada são encontradas em diversas neuropatias, como: Distrofia Muscular de *Duchenne*, Polimiosite, Doença de *McCardle*, Esclerose Lateral Amiotrófica, e outras (KAMEN, CALDWELL, 1996).

4.3.7 Fadiga

O processo de fadiga altera a permeabilidade do sarcolema interferindo na propagação dos potenciais de ação e por isso provoca diminuição da velocidade de condução (KAMEN, CALDWELL, 1996).

Com a fadiga, a amplitude do sinal de EMGs aumenta, na tentativa de recrutar mais unidades motoras, (KAMEN, CALDWELL, 1996), e a frequência mediana diminui marcadamente. Essa mudança da frequência mediana é amplamente utilizada nas pesquisas sobre fadiga como parâmetro de identificação (AIRAKSINEN *et al.*, 2001; FITTS, 1994; LI *et al.*, 2003; LINNAMMO *et al.*, 2000).

4.4 Variabilidade dos parâmetros de análise do sinal de EMGs

O problema da análise e interpretação do sinal de EMGs utilizando os parâmetros no domínio do tempo está relacionado à sua grande variabilidade em diferentes aquisições de um mesmo indivíduo, entre diferentes indivíduos, e diferentes músculos e protocolos (ARAUJO *et al.*, 2000), visto que podem variar em função da posição do eletrodo, da interface eletrodo-pele, e de outros fatores (KAMEN, CALDWELL, 1996).

Uma forma de reduzir este problema é comparar ou normalizar o sinal de EMGs com aquele obtido durante uma contração (isométrica) voluntária máxima (CVM) ou submáxima conhecida (YANG, WINTER, 1983). Entretanto, se o interesse é comparar a atividade mioelétrica durante a ação isotônica do músculo, ou em outras situações quando a realização de CVM não é possível, então se sugere o uso dos parâmetros de frequência como uma possível alternativa. Ainda não há aplicação dos parâmetros de frequência em situações como a descrita, porém muito vem se estudando na tentativa de se identificar e estabelecer uma relação entre os parâmetros de frequência e a força muscular.

Um estudo recente (NUSSBAUM, 2001) observou a variabilidade percentual dos valores RMS, frequência mediana e média de sinais de EMGs medidos em testes estáticos (contração isométrica) e dinâmicos (contração isotônica) dos músculos deltóide médio, deltóide anterior, infra-espinhal, e trapézio superior. A variabilidade das medidas foi menor em testes estáticos, sendo a variabilidade da frequência média menor que a da frequência mediana, e muito menor do que a do RMS. Este resultado pode ser

explicado pela movimentação dos eletrodos de captação durante testes dinâmicos (DIMITROVA, DIMITROV, 2003). Em outras palavras, os parâmetros de frequência na análise do sinal de EMGs durante contrações isométricas apresentam menor variabilidade intra-indivíduos.

Outro estudo (BALESTRA *et al.*, 1988) comparou as propriedades das frequências mediana e média. Seus resultados indicam que a estimativa da frequência média apresenta desvio padrão (σ) 25% menor que a frequência mediana e independente da estimativa ser baseada em uma simulação de sinal livre de ruído ou em um sinal de EMGs obtido voluntariamente.

Na instrumentação clínica, a frequência mediana, embora seja mais afetada pela fadiga, prevalece como o parâmetro preferido por causa do procedimento computacional relativamente simples necessário para sua estimativa e por causa da sua baixa sensibilidade ao ruído, especialmente se o ruído pertence à banda de alta frequência (FARINA, MERLETTI, 2000). Isto, associado à possibilidade de redução do desvio padrão, torna a frequência mediana o parâmetro de frequência mais indicado para a análise do sinal de EMG.

4.5 Uso da frequência mediana para analisar o sinal de EMGs

Estudos (SOLOMONOW *et al.*, 1990; ZHOU, RYMER, 2004) apontam para o espectro de potência do sinal de EMGs como uma ferramenta apropriada para a caracterização da contração muscular. Eles mostram que com o aumento da ativação muscular voluntária, o espectro de potência se desloca para a direita na direção das frequências mais altas devido ao recrutamento de unidades motoras mais rápidas (LINNAMO *et al.*, 2001).

É coerente assumir que outras medidas do espectro de potência do EMG, como a frequência média, possam fornecer resultados similares, embora tal abordagem possa apresentar várias limitações. A frequência mediana é mais imune a ruído, e linearmente relacionada à velocidade de condução do sinal de EMGs, quando comparada a outros parâmetros espectrais. Tais fatores favorecem a frequência mediana sendo os resultados menos susceptíveis à distorção e mais fáceis de interpretar (SOLOMONOW *et al.*, 1990).

As informações aqui colocadas convergem para a idéia de que os parâmetros espectrais sejam bons representantes do sinal de EMGs. Com base nas afirmações dos autores citados, este estudo foi conduzido de modo a verificar a aplicabilidade dos parâmetros espectrais na terapia de *biofeedback*. Os parâmetros temporais também foram investigados e os achados em ambos os domínios apresentados no capítulo de resultados e discutidos em seguida.

Capítulo 5: Materiais e Métodos

Ao longo do desenvolvimento deste trabalho foram realizados dois protocolos experimentais. O primeiro foi um estudo piloto, que teve por objetivo reproduzir o processamento realizado por POTVIN e BROWN (2004). Os resultados deste piloto foram apresentados no XXI CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA (2008). O segundo trata-se do estudo principal, realizado com um grupo maior de voluntários e cujo processamento adotado foi aprimorado e está descrito a seguir neste capítulo.

Os voluntários que participaram do estudo piloto, e do estudo formal, o fizeram após o preenchimento do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido que continha informações sobre o objetivo da pesquisa. O Termo de Consentimento e o protocolo da pesquisa foram submetidos e aprovados pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF), sob o número 048/08.

Foram realizadas coletas de sinais de EMGs dos m. bíceps braquial do membro superior direito em cada indivíduo participante do estudo. Os voluntários realizaram uma contração voluntária máxima (CVM) seguida de cinco outras contrações correspondentes aos percentuais 20%, 40%, 60%, 80% e 100% CVM. Os valores de frequência mediana e média, bem como os valores RMS e AVR, dos sinais de EMGs foram investigados, considerando-os possíveis parâmetros para terapia de *biofeedback*.

5.1 Casuística

5.1.1 Estudo piloto

O estudo piloto contou com a participação de 7 voluntários saudáveis (5 homens e 2 mulheres), todos destros, com idade de $26,28 \pm 3,35$ anos.

5.1.2 Estudo principal

O estudo formal contou com a participação de 40 voluntários saudáveis (12 homens e 28 mulheres), 37 destros e 3 canhotos, com idade de $26,65 \pm 1,11$ anos. No entanto, os sinais de 10 voluntários foram excluídos da análise uma vez que não apresentaram boa relação sinal-ruído.

5.2 Protocolo experimental

Os indivíduos foram submetidos à avaliação inicial para coleta de informações e das medidas antropométricas⁵: prega cutânea, circunferência e comprimento do braço. Posteriormente os indivíduos passaram pelo preparo da pele, que incluiu a remoção dos pelos e limpeza da pele com álcool, antes da aplicação dos eletrodos.

Os eletrodos descartáveis, do tipo Ag/AgCl (Medi-trace 200, Tyco HealthCare Group, Reino Unido), foram aplicados sobre a pele em arranjo bipolar, seguindo as orientações da SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000) quanto à localização, ilustrada na Figura 5.1 e à distância inter-eletrodos de 20 mm, como ilustrado na Figura 5.2.

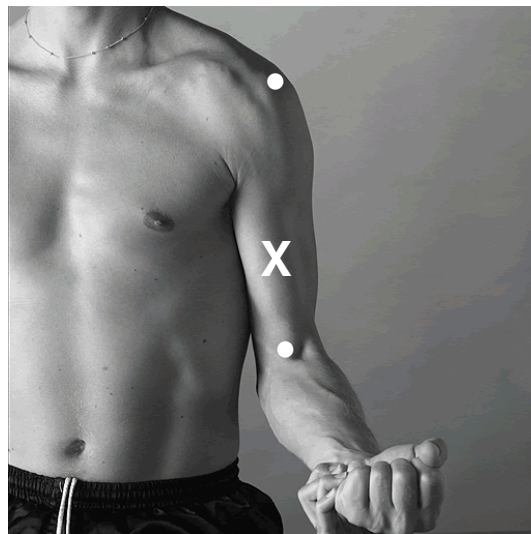


Figura 5.1: Posicionamento para eletrodos de superfície em m. bíceps braquial. O X marca o ponto da Zona de Inervação, que deverá ser o centro do alinhamento dos eletrodos. Disponível em: <http://www.seniam.org>. Acessado em: 04 de junho de 2010.

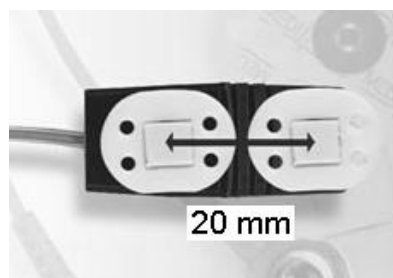


Figura 5.2: Arranjo bipolar de eletrodos de superfície distando 20 mm. Disponível em: <http://www.seniam.org>. Acessado em: 04 de junho de 2010.

⁵ A coleta de medidas antropométricas não foi realizada no estudo piloto.

Para a determinação da CVM, o voluntário, em postura sentada, como os pés apoiados no chão, ombros aduzidos, braços ao longo do corpo, cotovelo fletido à 90 graus e antebraço sobre apoio da cadeira projetada para este experimento (Figura 5.3), sustentou força máxima de flexão de cotovelo durante 5 segundos. A força média exercida foi medida por meio de uma célula de carga (SV50, ALFA Instrumentos, São Paulo, SP, Brasil; capacidade nominal de 50 kg, sensibilidade de $2 \text{ mV/V} \pm 10\%$), sendo o valor médio no período atribuído à CVM, e posteriormente utilizado como referência para a obtenção dos percentuais de CVM: 20, 40, 60, 80 e 100%. A ordem de execução dos percentuais de CVM foi randomizada para evitar vieses de acomodação. Para a manutenção dos mencionados percentuais, o indivíduo foi solicitado a realizar flexão de cotovelo em isometria, mantendo o nível de força com o auxílio de realimentação visual fornecida pelo sistema. Entre o alcance do nível de contração desejado e o relaxamento, o indivíduo teve que manter o nível de força especificado por cerca de 10 segundos.

Entre cada uma das medições, houve um período de repouso de 3 minutos⁶ (FARINA *et al.*, 2002; GABRIEL, KAMEN, 2009), de modo a garantir que a musculatura se recupere de um possível estado de fadiga. Cada medição foi executada apenas 1 vez, salvo quando o sinal coletado apresentava alguma anormalidade visual. O protocolo foi realizado sempre no membro superior direito, independente da lateralidade do indivíduo (SBRICCOLI *et al.*, 2003).

A cadeira projetada para este experimento pode ser vista na Figura 5.3. Seu braço articulado permite a excursão de um arco de movimento de 90° de flexo-extensão de cotovelo, que pode ser medido pelo potenciômetro instalado no centro da articulação do braço da cadeira⁷. O indivíduo, com antebraço pronado e cotovelo alinhado com a articulação do braço da cadeira, imprime força de flexão de cotovelo contra empunhadura. Uma vez fixado o braço articulado, por meio de um cabo de aço, a força em flexão isométrica pode ser medida pela célula de carga instalada em uma das pontas do cabo de aço.

⁶ No estudo piloto, o período de repouso adotado foi de 1 à 2 minutos.

⁷ A cadeira permite a aplicação de protocolo de coleta de sinais de EMGs em isotonia de flexo-extensão de cotovelo. Contudo, este protocolo não foi aplicado.

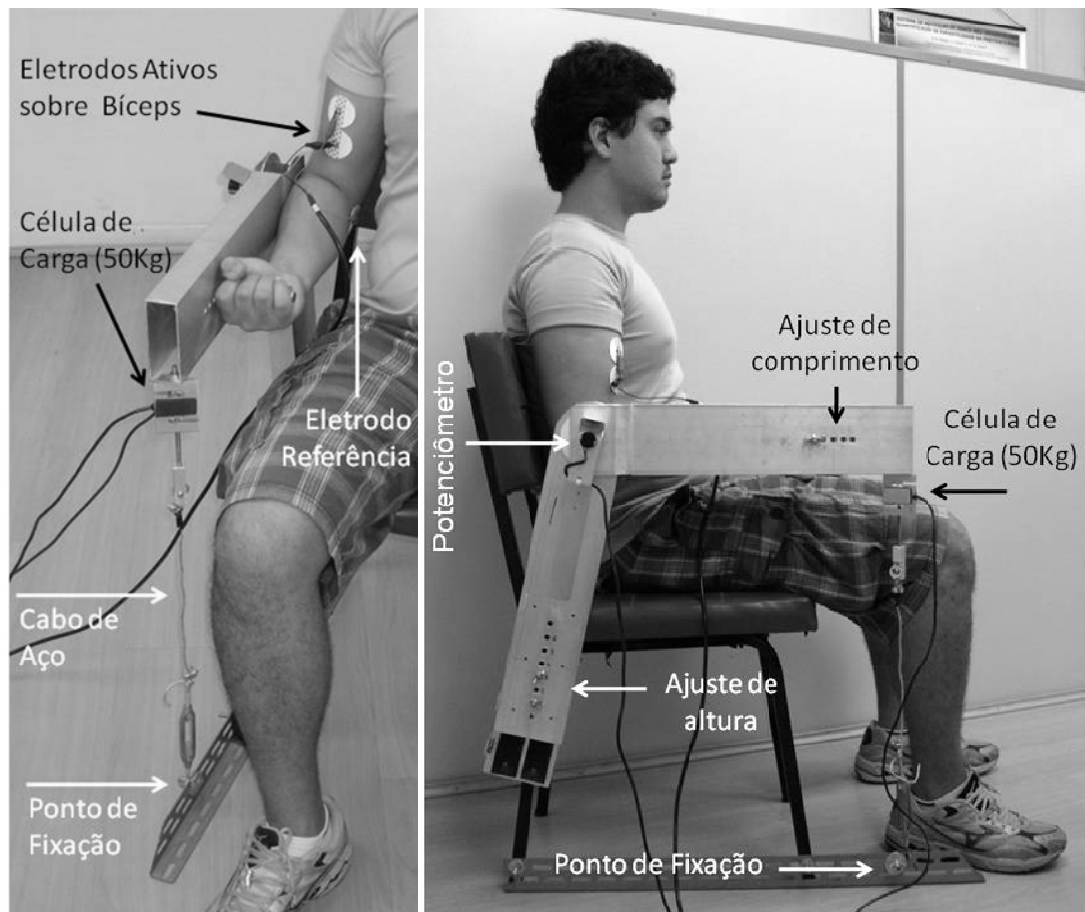


Figura 5.3: Cadeira especialmente projetada para o experimento e posição dos eletrodos para medição do sinal de EMGs do m. bíceps braquial

5.3 Instrumentação

5.3.1 Estudo piloto

O sistema utilizado para a aquisição dos sinais consiste em um eletromiógrafo, com ganho de 200 e banda passante de 15 kHz, e um sistema de conversão analógico-digital *Spider 8* (HBM Inc., MA, EUA; 16 bits de resolução por canal; capacidade de amostragem de 9600 amostras por segundo). Os sinais foram filtrados por um passa-baixas de 1200 Hz e amostrados a 9600 Hz. Um programa de aquisição foi especialmente escrito em *LabView 7.1* (*National Instruments*, EUA) para esta aplicação. Os sinais coletados foram transferidos para um computador PC e armazenados para posterior processamento e análise.

5.3.2 Estudo principal

A aquisição do sinal de EMGs foi realizada por um amplificador para eletromiografia (Figura 5.4) desenvolvido pelo aluno Madjer de Andrade Martins (MARTINS, 2008). O amplificador possui ganho total de 2000 e uma banda passante de 20-1500 Hz. O sinal de saída de tal amplificador foi digitalizado por uma placa AD de 14 bits (NI USB 6009 – *National Instruments*, Texas – EUA) a uma taxa de amostragem de 4000 amostras por segundo, sendo armazenado para posterior análise.

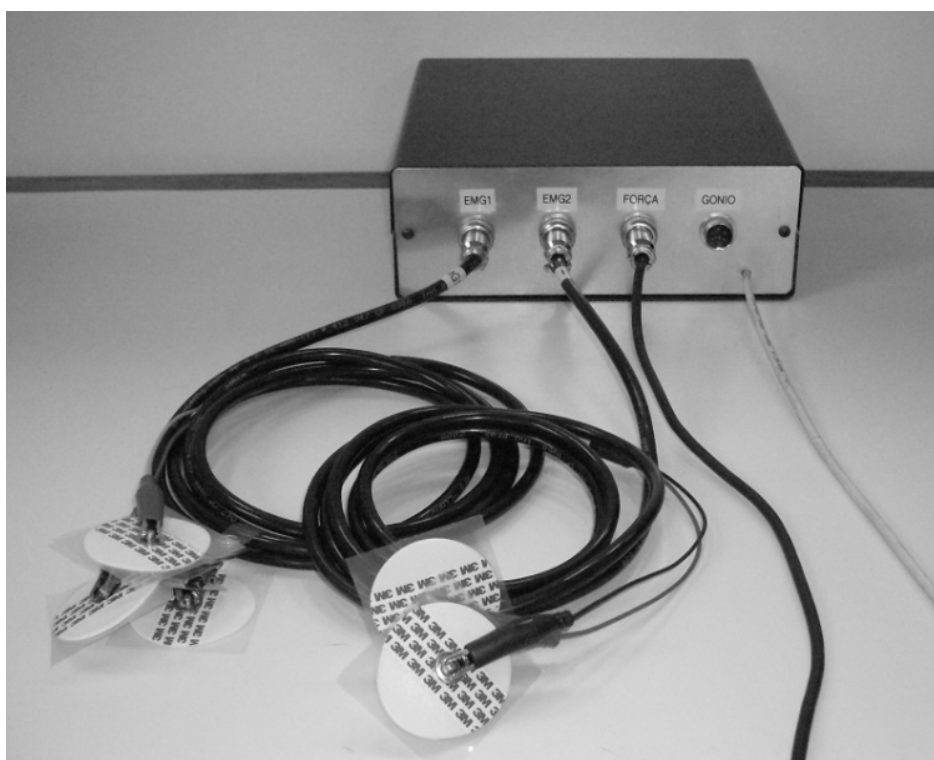


Figura 5.4: Amplificador para eletromiografia. Dispõe de 4 canais: 2 para EMGs, 1 para força e 1 para goniometria, que não foi utilizado neste trabalho.

5.4 Processamento dos dados

5.4.1 Estudo piloto

A rotina de processamento dos sinais, desenvolvida em MatLab 6.5 (*The MathWorks*, EUA), é uma adaptação do processamento no domínio do tempo proposto POTVIN e BROWN (2004). Segundo os autores, o valor de EMGs retificado e filtrado, calculado pelo algoritmo, apresenta uma alta correlação com o nível de força de muscular.

O algoritmo aplicado consiste em um filtro *Butterworth* passa baixas de 1ª ordem, com frequência de corte em 500 Hz, seguido de um filtro *Butterworth* passa altas de 1ª ordem, com frequência de corte em 440 Hz. Após retificado, o sinal foi novamente filtrado por um *Butterworth* passa baixa de 1ª ordem, com frequência de corte em 1,6 Hz, e normalizado pelo seu valor máximo.

Os sinais processados de EMGs foram relacionados aos valores de força após filtragem do sinal por um filtro *Butterworth* passa altas de 1ª ordem, com frequência de corte em 30 Hz, seguido de normalização linear pelo valor máximo (CVM). Por fim, os dados foram ajustados por um polinômio de 2º grau.

Para a análise no domínio da frequência realizou-se um procedimento semelhante ao proposto por POTVIN e BROWN (2004). Sendo assim, utilizou-se o mesmo filtro passa-baixas *Butterworth* de 1ª ordem, com frequência de corte em 500 Hz, seguido de um passa altas *Butterworth* de 1ª ordem, com frequência de corte variável entre 20 e 440 Hz, a intervalos de 30 Hz. Em seguida, os sinais de EMGs foram submetidos à análise espectral por meio do algoritmo da FFT, adotando-se 0,25 segundos para a duração da janela, e 0,20 segundos de sobreposição. O parâmetro extraído desta análise espectral foi a frequência mediana, sendo posteriormente normalizados pela largura da banda de filtragem aplicada ao sinal. Os sinais de força receberam o mesmo tratamento descrito pelos autores (POTVIN, BROWN, 2004).

5.4.2 Estudo principal

Foram selecionados os primeiros três segundos estáveis de cada sinal de EMGs coletado depois de atingido o patamar de força desejado. Os trechos selecionados de 3 segundos foram processados por rotina escrita em MatLab 6.5 (*The MathWorks*, EUA) para a finalidade específica do estudo. O código desta rotina pode ser consultado nos anexos desta dissertação.

A rotina de processamento dos sinais permite o processamento em batelada dos arquivos de dados descritos numa lista, isto é, realiza a análise em sequência dos sinais, um a um, acumulando os resultados finais em uma matriz. Cada sinal contido em um arquivo foi inicialmente submetido a uma cascata de filtros *Notch* digitais de 2ª ordem, aplicados no sentido direto e inverso, para a atenuação das interferências de 60 Hz e de seus 5 primeiros harmônicos. A função de transferência desses filtros digitais pode ser descrita por:

$$H(z) = \frac{(z - z_0)(z - z_0^*)}{(z - p_0)(z - p_0^*)} \quad (5.1)$$

Onde:

$$z_0 = \text{zero complexo} = e^{j\pi \frac{f_0}{f_s/2}} \quad (5.2)$$

$$p_0 = \text{polo complexo} = QQ \times e^{j\pi \frac{f_0}{f_s/2}} \quad (5.3)$$

Com f_0 igual à frequência do filtro *Notch* (60 Hz) e f_s igual à frequência de amostragem adotada neste trabalho (4000 amostras por segundo). O parâmetro QQ controla efetivamente a largura de banda (BW) do filtro *Notch*. Ele corresponde à distância do centro do círculo de raio unitário ao pólo complexo. Seu valor pode variar entre 0 e 1.

A Figura 5.5 ilustra a posição dos pólos e zeros complexos que definem este filtro *Notch*. A Figura 5.6 ilustra o efeito da variação do parâmetro QQ na largura de banda do filtro *Notch* implementado. Conforme o valor de QQ se aproxima de 1, a largura da banda fica mais estreita.

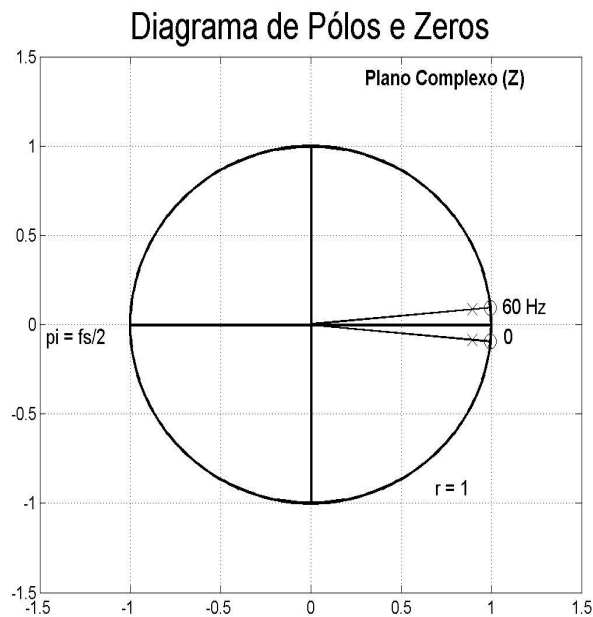


Figura 5.5: Diagrama de Pólos e Zeros, no plano complexo (z), que representa o filtro *Notch* implementado.

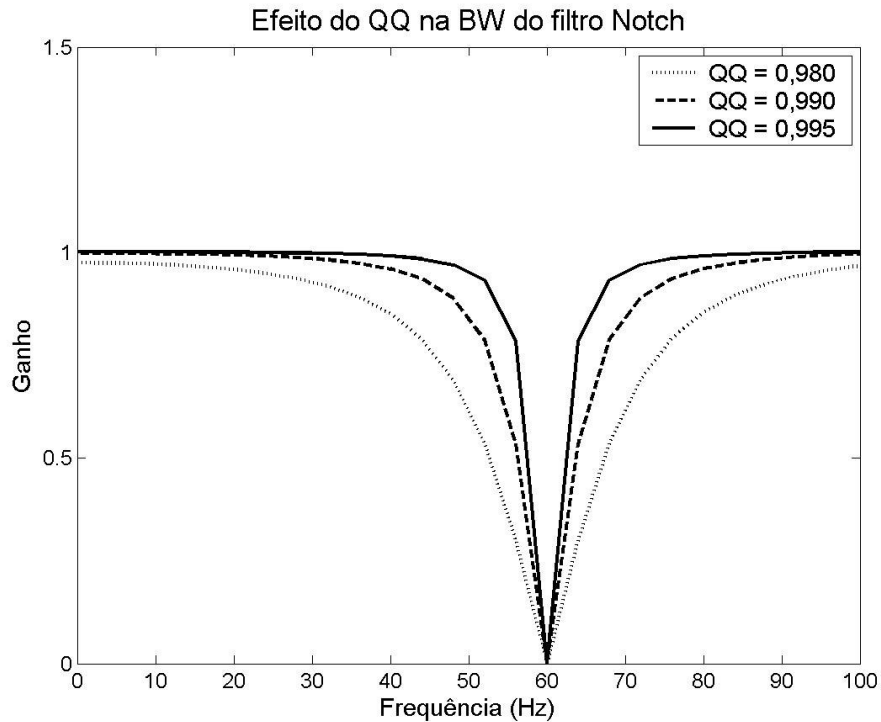


Figura 5.6: Efeito da variação do parâmetro QQ na largura de banda (BW) do filtro *Notch* implementado. O parâmetro QQ corresponde à distância do centro do círculo de raio unitário ao pólo complexo. Seu valor pode variar de 0 à 1. Gráfico obtido utilizando a função *freqz* do Mat Lab.

5.4.2.1 Implementação de filtro *Notch* para remoção de interferência de 60 Hz e seus harmônicos

Observou-se que, apesar da resposta em frequência do filtro projetado (calculada pela comando *freqz* do MatLab) apresentar sempre zero de transmissão na frequência central, a atenuação real em tal frequência, quando da implementação da filtragem efetiva de um sinal simulado, era diminuída à medida que a largura de banda era reduzida. Atenuações elevadas, isto é, condições próximas de zero de transmissão na frequência central (comportamento esperado de um filtro *Notch* ideal), só eram verificadas quando a largura de banda era aumentada acima de um determinado valor.

Por outro lado, quando se aumenta a largura de banda, as frequências laterais, que deveriam ser transmitidas com ganho unitário, sofrem atenuação expressiva. Tal efeito em um sinal de banda larga, como o sinal de EMG, onde a maior parte da potência está concentrada entre 30 e 100 Hz, pode mascarar certos parâmetros espectrais sintéticos, como as frequências mediana e média.

A Figura 5.7 ilustra o efeito hipotético da aplicação de um filtro *Notch* ideal a um espectro de potência de um sinal de EMGs. A potência em 60 Hz foi forçada à zero, para simular o comportamento do filtro *Notch* ideal. A Figura 5.8 apresenta o resultado da filtragem deste mesmo espectro de potência com a aplicação de um filtro real centralizado em 60 Hz.

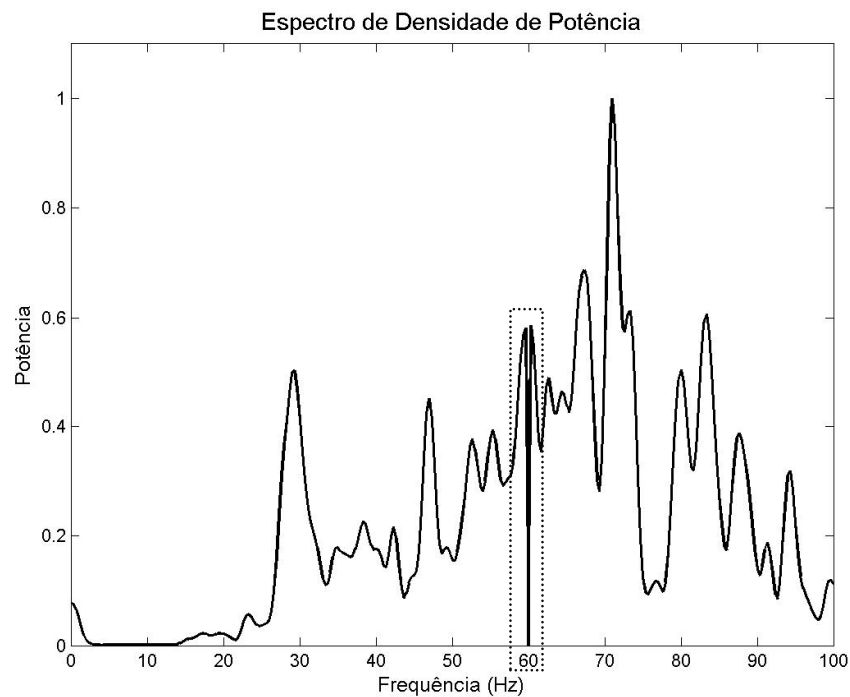


Figura 5.7: Trecho de um espectro de potência, obtido a partir do processamento de um sinal de EMGs real (Voluntário 7, 100%CVM). A frequência de 60 Hz foi forçada a zero para ilustrar o comportamento de um filtro *Notch* ideal.

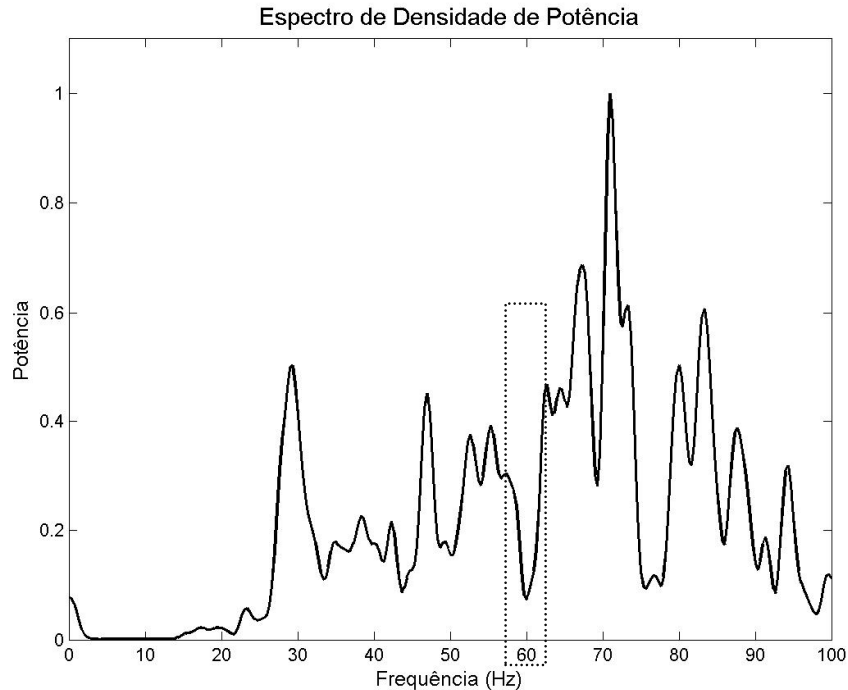


Figura 5.8: Mesmo trecho de espectro de potência, filtrado por um filtro rejeita banda real.

Para a avaliação o desempenho do filtro *Notch* implementado idealizou-se uma bateria de testes onde o valor do parâmetro *QQ* do filtro *Notch* implementado era modificado. O objetivo foi avaliar o melhor valor de atenuação na frequência central ao mesmo tempo em que se avaliava a atenuação nas frequências laterais. Idealmente o melhor filtro deveria exibir a menor atenuação nas frequências laterais, aproximando-se do comportamento de um filtro *Notch* ideal, que retira a frequência central e preserva as frequências laterais.

5.4.2.2 Processamento do sinal de EMGs, após *Notch* 60 Hz

Uma vez filtradas as interferências de 60 Hz e seus harmônicos, cada sinal foi passado, no sentido direto e inverso, por um filtro passa banda de 2ª ordem Butterworth, com frequência de corte inferior de 20 Hz e superior de 300 Hz (KRAMER *et al.*, 2005). A partir da saída desse segundo filtro calculava-se o valor RMS médio do trecho de 3 segundos de sinal.

A análise espectral do sinal de saída do segundo filtro foi também utilizado para o cálculo do espectro de potência (PSD) por meio da função *psd* no MatLab, utilizando janela *Hanning*, tamanho de janela de 4000 amostras e sobreposição de 3600 amostras. A partir da estimativa espectral obtida eram computados os valores de

frequência mediana e média, utilizando-se as equações (4.11) e (4.10) anteriormente descritas.

5.5 Análise estatística

5.5.1 Estudo piloto

Os valores obtidos no processamento no domínio do tempo foram relacionados com os correspondentes valores de força por meio da correlação de Pearson. Os valores obtidos no processamento no domínio da frequência foram relacionados aos correspondentes valores de força por meio da correlação de Pearson e ao teste de Kruskal-Wallis. Todas as análises estatísticas foram realizadas com o Programa Statistica (*StatSoft*, EUA), com nível de significância igual a 5%.

5.5.2 Estudo Principal

A normalidade dos dados foi testada utilizando o teste de Shapiro Wilk, que revelou a não normalidade dos mesmos. Em decorrência, foram utilizados nas análises os testes não paramétricos de Friedman e o teste pos-hoc de Dunn. O nível de significância adotado em todos os testes foi de 5%.

Capítulo 6: Resultados

6.1 Estudo piloto

Replicando o processamento de POTVIN e BROWN (2004) e aplicando os mesmos parâmetros que foram apresentados como resultado em seu artigo, obteve-se a curva apresentada na Figura 6.1, com correlação entre o nível de força e o sinal de EMGs retificado e filtrado no valor de 0,95 ($p = 4,2 \times 10^{-19}$).

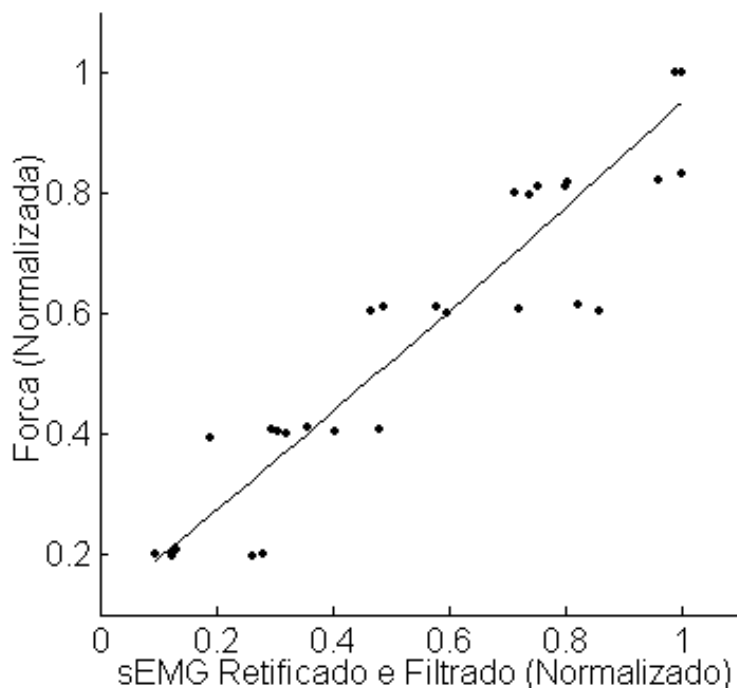


Figura 6.1: Relação de força e sinal de EMGs retificado e filtrado, ambos normalizados pelo máximo. Os dados foram ajustados por um polinômio do 2º grau, representado pelo traçado contínuo ($r = 0,95, p = 4,2 \times 10^{-19}$).

Na adaptação de parte do algoritmo de processamento, no domínio da frequência, foram calculados os valores de frequência mediana normalizada para os diferentes níveis de força, em cada uma das 15 bandas de filtragem, originadas da combinação do passa baixas de 500 Hz e dos passa-altas de 20 à 440 Hz.

Na Figura 6.2 estão representados, para melhor visualização, apenas os resultados de cinco larguras de banda, 20, 140, 320, 380 e 440 Hz à 500 Hz.

Quanto ao comportamento da frequência mediana normalizada ao longo da mudança da banda de filtragem, não houve diferença estatisticamente significativa entre os níveis de força (20-500 Hz, $p = 0,4397$; 140-500 Hz, $p = 0,2884$; 320-500 Hz,

$p = 0,1399$; 380-500 Hz, $p = 0,1233$; 440-500 Hz, $p = 0,2811$), e a correlação entre o nível de força e a frequência mediana normalizada não é estatisticamente significativa (20-500 Hz, $r = 0,28$, $p = 0,10$) ou é baixa (140-500 Hz, $r = 0,36$, $p = 0,03$; 320-500 Hz, $r = 0,39$, $p = 0,02$; 380-500 Hz, $r = 0,43$, $p = 0,01$; 440-500 Hz, $r = 0,3$, $p = 0,03$), apesar de ser estatisticamente significativa.

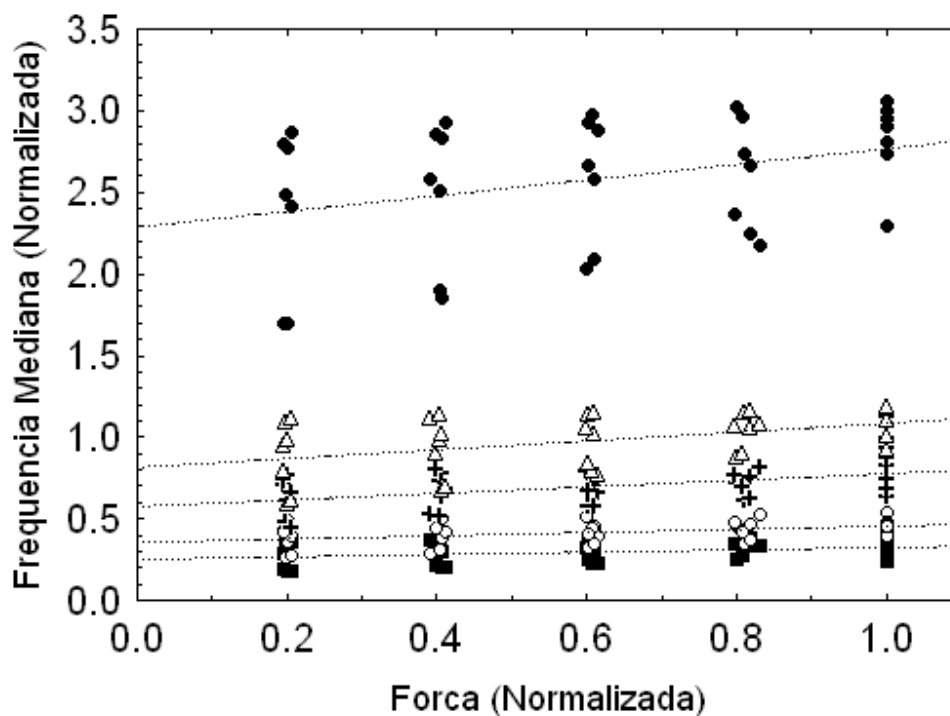


Figura 6.2: Frequência mediana normalizada dos sinais filtrados de 20 Hz (■), 140 Hz (○), 320 Hz (+), 380 Hz (△) e 440 Hz (●) à 500 Hz.

6.2 Estudo principal

A média e desvio padrão de cada medida antropométrica coletada nos 40 indivíduos estão relacionados na Tabela 6.1.

Tabela 6.1 – Média e desvio padrão das medidas antropométricas coletadas.

Medidas Antropométricas	Média	Desvio Padrão
Altura (cm)	163.36	4.34
Peso (kg)	65.71	1.84
Comprimento do Braço (cm)	29.71	0.31
Circunferência do Braço Relaxado (cm)	28.90	0.63
Circunferência do Braço Contraído (cm)	29.46	0.66
Prega Bicipital (cm)	0.66	0.05
Prega Tricipital (cm)	1.75	0.09

Os sinais de todos os 40 voluntários foram avaliados e 10 casos não apresentaram boa relação sinal-ruído. Esses sinais foram retirados do estudo, reduzindo o tamanho da amostra para 30 voluntários.

6.2.1 Resultados do filtro *Notch* implementado

Os resultados do estudo realizado no filtro *Notch* de 2ª ordem implementado podem ser observados na Figura 6.3.

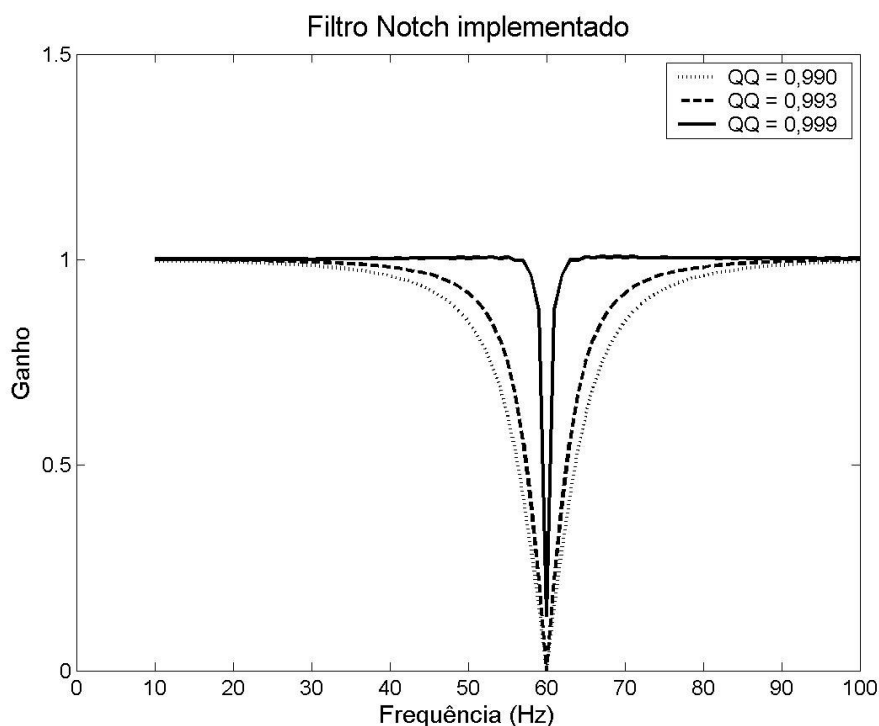


Figura 6.3: Resposta de frequência do filtro *Notch* implementado em diferentes valores de QQ. O parâmetro QQ corresponde à distância do centro do círculo de raio unitário ao pólo complexo. Seu valor pode variar entre 0 e 1.

Na Tabela 6.2 são apresentados os valores de ganho, para 2 sinais senoidais simulados de 60 Hz e 63 Hz, após filtragem com o filtro *Notch*.

Tabela 6.2 – Ganho para sinais senoidais simulados de 60 Hz e 63 Hz, após filtragem utilizando o filtro *Notch* implementado, em resposta à variação do parâmetro QQ.

QQ	Ganho em 60Hz	Ganho em 63Hz
0,9900	0	0,4282
0,9910	0	0,4659
0,9920	0	0,5097
0,9930	0	0,5606
0,9940	0	0,6990
0,9950	0	0,6882
0,9960	0,0003	0,7646
0,9965	0,0009	0,8052
0,9970	0,0023	0,8461
0,9980	0,0177	0,9263
0,9990	0,1330	0,9995

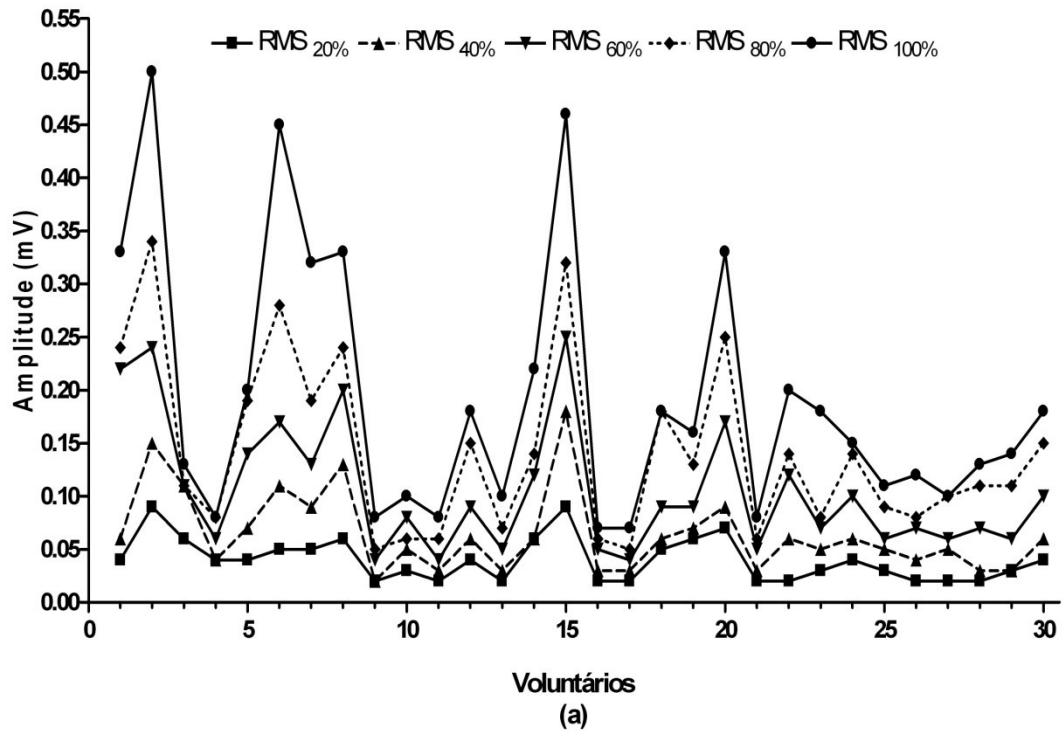
6.2.2 Resultados no domínio do tempo

Os valores RMS de cada voluntário, em cada nível de isometria, resultantes do processamento dos sinais estão expostos na Tabela 6.3. Os valores de 20 à 80% da CVM correspondem aos dados originais e dados normalizados pelo seu valor em 100% CVM. Os gráficos estão apresentados na sequência (Figura 6.4)

Tabela 6.3 – Valores RMS, absolutos e normalizados, de cada indivíduo, em cada um dos 5 níveis de contração isométrica do m. bíceps braquial

Vol	20% CVM		40% CVM		60% CVM		80% CVM		100% CVM	
	RMS	RMS _N	RMS	RMS _N	RMS	RMS _N	RMS	RMS _N	RMS	RMS _N
1	0,04	0,12	0,06	0,18	0,22	0,66	0,24	0,73	0,33	1,00
2	0,09	0,19	0,15	0,30	0,24	0,49	0,34	0,69	0,50	1,00
3	0,06	0,46	0,11	0,80	0,11	0,79	0,11	0,85	0,13	1,00
4	0,04	0,44	0,04	0,47	0,06	0,71	0,08	1,02	0,08	1,00
5	0,04	0,18	0,07	0,34	0,14	0,71	0,19	0,94	0,20	1,00
6	0,05	0,11	0,11	0,25	0,17	0,38	0,28	0,62	0,45	1,00
7	0,05	0,16	0,09	0,27	0,13	0,41	0,19	0,60	0,32	1,00
8	0,06	0,17	0,13	0,40	0,20	0,62	0,24	0,73	0,33	1,00
9	0,02	0,22	0,02	0,31	0,04	0,55	0,05	0,59	0,08	1,00
10	0,03	0,30	0,05	0,48	0,08	0,72	0,06	0,57	0,10	1,00
11	0,02	0,27	0,03	0,39	0,04	0,53	0,06	0,69	0,08	1,00
12	0,04	0,22	0,06	0,35	0,09	0,48	0,15	0,82	0,18	1,00
13	0,02	0,21	0,03	0,31	0,05	0,46	0,07	0,69	0,10	1,00
14	0,06	0,27	0,06	0,28	0,12	0,55	0,14	0,63	0,22	1,00
15	0,09	0,19	0,18	0,39	0,25	0,55	0,32	0,69	0,46	1,00
16	0,02	0,25	0,03	0,40	0,05	0,67	0,06	0,88	0,07	1,00
17	0,02	0,25	0,03	0,39	0,04	0,62	0,05	0,72	0,07	1,00
18	0,05	0,26	0,06	0,31	0,09	0,50	0,18	0,97	0,18	1,00
19	0,06	0,34	0,07	0,40	0,09	0,58	0,13	0,78	0,16	1,00
20	0,07	0,20	0,09	0,28	0,17	0,51	0,25	0,74	0,33	1,00
21	0,02	0,19	0,03	0,36	0,05	0,60	0,06	0,75	0,08	1,00
22	0,02	0,12	0,06	0,29	0,12	0,62	0,14	0,71	0,20	1,00
23	0,03	0,16	0,05	0,27	0,07	0,39	0,08	0,45	0,18	1,00
24	0,04	0,28	0,06	0,39	0,10	0,70	0,14	0,95	0,15	1,00
25	0,03	0,26	0,05	0,42	0,06	0,57	0,09	0,82	0,11	1,00
26	0,02	0,19	0,04	0,31	0,07	0,57	0,08	0,63	0,12	1,00
27	0,02	0,24	0,05	0,50	0,06	0,57	0,10	0,98	0,10	1,00
28	0,02	0,16	0,03	0,25	0,07	0,54	0,11	0,86	0,13	1,00
29	0,03	0,18	0,03	0,24	0,06	0,46	0,11	0,76	0,14	1,00
30	0,04	0,21	0,06	0,31	0,10	0,54	0,15	0,85	0,18	1,00

RMS por voluntário



RMS Normalizado por voluntário

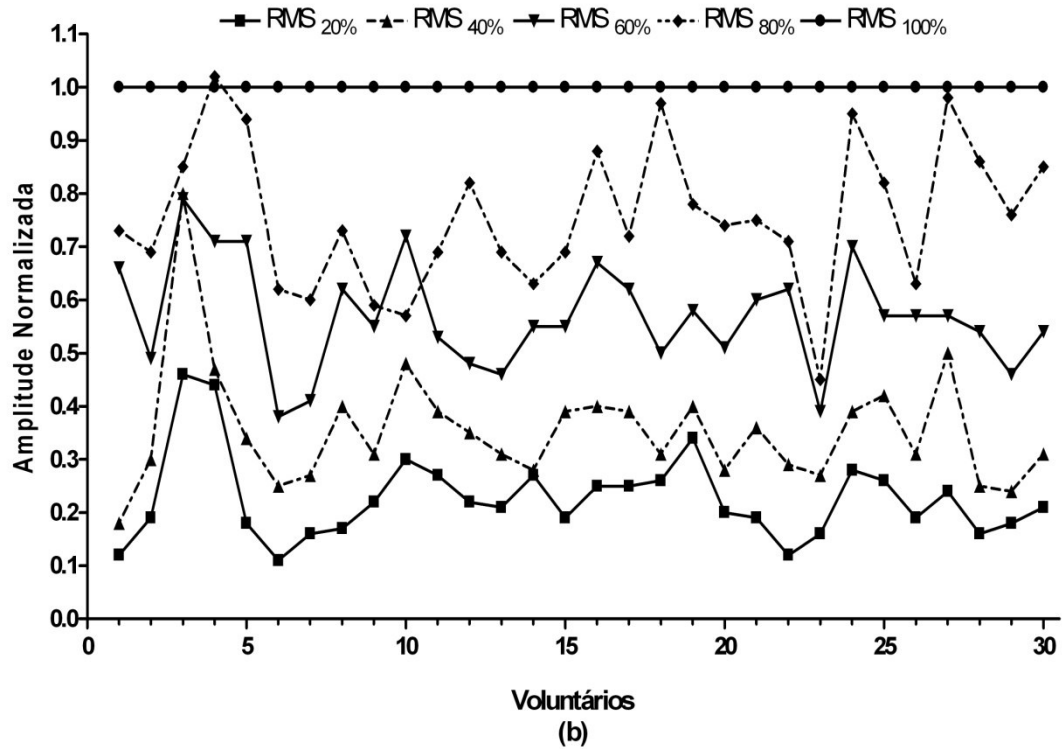


Figura 6.4: Valores RMS de cada voluntário nos 5 níveis de flexão isométrica (20, 40, 60, 80 e 100% CVM) do m. bíceps braquial, (a) absolutos e (b) normalizados pelo seu valor em 100% CVM.

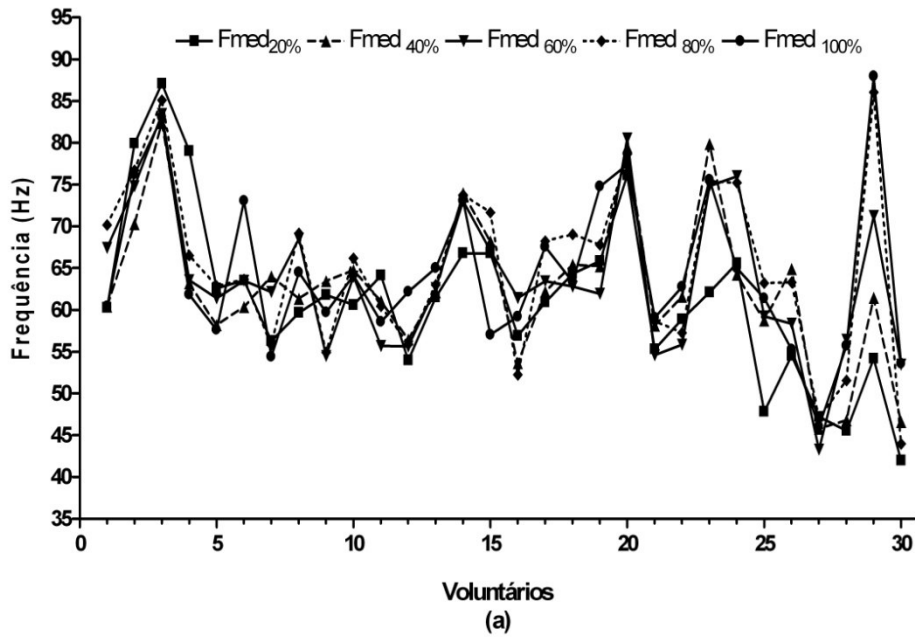
6.2.3 Resultados no domínio da frequência

Os valores de frequência mediana e de frequência média de cada voluntário, em cada nível de isometria, resultantes do processamento dos sinais estão expostos nas Tabela 6.4 e 7.5, respectivamente. Os valores de 20 à 80% da CVM correspondem aos dados originais e dados normalizados pelo seu valor em 100% CVM. Os gráficos estão apresentados na sequência (Figura 6.5 e Figura 6.6).

Tabela 6.4 – Valores de frequência mediana, absolutos e normalizados, de cada indivíduo, em cada um dos 5 níveis de contração isométrica do m. bíceps braquial

Vol	20% CVM		40% CVM		60% CVM		80% CVM		100% CVM	
	Fmed	Fmed _N	Fmed	Fmed _N	Fmed	Fmed _N	Fmed	Fmed _N	Fmed	Fmed _N
1	60.26	1.00	60.41	1.00	67.41	1.12	70.15	1.16	60.42	1.00
2	79.92	1.05	70.25	0.92	74.80	0.98	76.71	1.01	76.23	1.00
3	87.09	1.05	82.35	0.99	83.45	1.01	85.07	1.02	83.03	1.00
4	79.03	1.28	63.17	1.02	63.55	1.03	66.50	1.08	61.83	1.00
5	62.58	1.09	58.19	1.01	61.40	1.07	62.84	1.09	57.61	1.00
6	63.53	0.87	60.34	0.83	63.50	0.87	63.64	0.87	73.04	1.00
7	56.27	1.03	64.00	1.18	62.12	1.14	55.80	1.03	54.40	1.00
8	59.67	0.93	61.32	0.95	68.52	1.06	69.14	1.07	64.48	1.00
9	61.79	1.03	63.43	1.06	54.49	0.91	54.90	0.92	59.70	1.00
10	60.57	0.94	64.76	1.01	63.97	1.00	66.17	1.03	64.12	1.00
11	64.13	1.10	61.02	1.04	55.69	0.95	60.45	1.03	58.56	1.00
12	53.94	0.87	56.44	0.91	55.61	0.89	55.88	0.90	62.17	1.00
13	61.51	0.95	62.09	0.96	62.61	0.96	62.99	0.97	65.01	1.00
14	66.76	0.91	73.95	1.01	73.02	1.00	73.75	1.01	73.04	1.00
15	66.78	1.17	68.21	1.20	67.11	1.18	71.65	1.26	57.02	1.00
16	56.89	0.96	53.64	0.91	61.43	1.04	52.22	0.88	59.18	1.00
17	60.91	0.90	62.15	0.92	63.43	0.94	68.22	1.01	67.55	1.00
18	64.33	1.02	65.39	1.03	62.78	0.99	69.03	1.09	63.36	1.00
19	65.84	0.88	65.21	0.87	61.92	0.83	67.79	0.91	74.78	1.00
20	76.11	0.98	79.46	1.03	80.52	1.04	78.63	1.02	77.37	1.00
21	55.30	0.94	58.11	0.98	54.57	0.92	58.65	0.99	59.07	1.00
22	58.90	0.94	61.56	0.98	55.84	0.89	57.25	0.91	62.77	1.00
23	62.10	0.82	79.81	1.06	74.82	0.99	75.33	1.00	75.56	1.00
24	65.59	1.01	64.20	0.99	75.99	1.17	75.20	1.16	64.98	1.00
25	47.84	0.78	58.70	0.96	59.23	0.96	63.21	1.03	61.40	1.00
26	54.51	0.99	64.89	1.17	58.36	1.06	63.28	1.15	55.26	1.00
27	47.20	1.02	45.79	0.99	43.29	0.94	47.06	1.02	46.05	1.00
28	45.54	0.82	46.78	0.84	56.46	1.01	51.55	0.93	55.70	1.00
29	54.16	0.62	61.46	0.70	71.23	0.81	86.04	0.98	87.94	1.00
30	41.98	0.78	46.59	0.87	53.44	1.00	43.96	0.82	53.58	1.00

Frequência Mediana por voluntário



Frequência Mediana Normalizada por voluntário

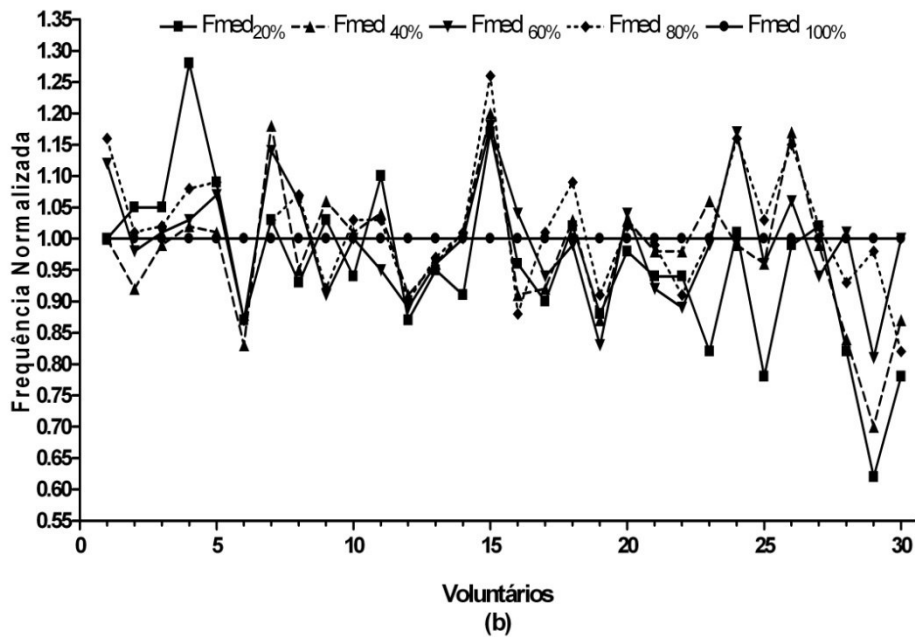
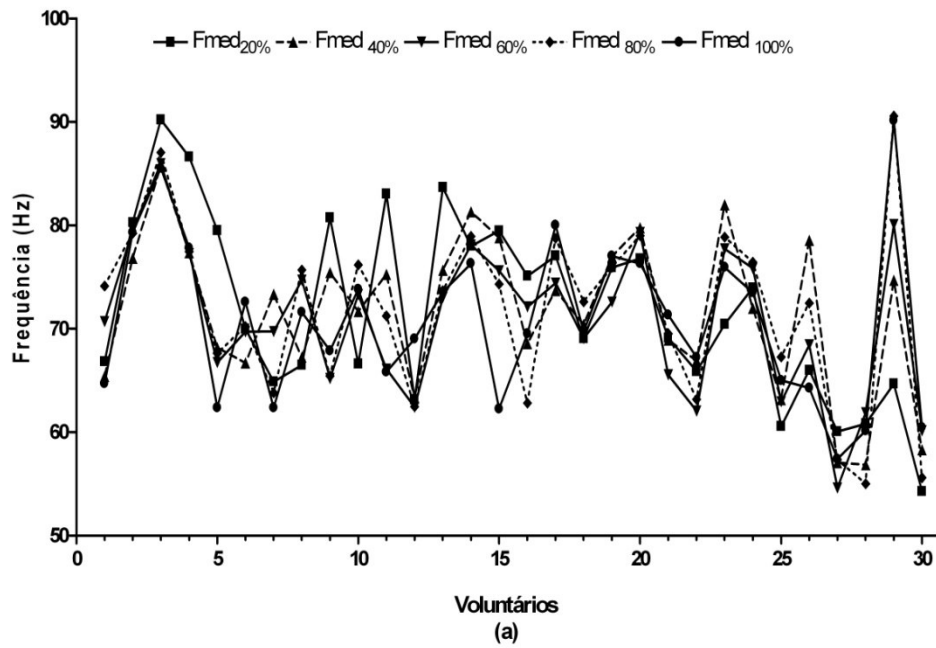


Figura 6.5: Valores de frequência mediana de cada voluntário, nos 5 níveis de flexão isométrica (20, 40, 60, 80 e 100% CVM) do m. bíceps braquial, (a) absolutos e (b) normalizados pelo seu valor em 100% CVM.

Tabela 6.5 – Valores de frequência média, absolutos e normalizados, de cada indivíduo, em cada um dos 5 níveis de contração isométrica do m. bíceps braquial.

Vol	20% CVM		40% CVM		60% CVM		80% CVM		100% CVM	
	Fm	Fm _N	Fm	Fm _N	Fm	Fm _N	Fm	Fm _N	Fm	Fm _N
1	66.83	1.03	65.38	1.01	70.69	1.09	74.13	1.15	64.68	1.00
2	80.26	1.01	76.81	0.97	79.55	1.00	79.22	1.00	79.30	1.00
3	90.20	1.05	85.69	1.00	85.97	1.01	87.03	1.02	85.51	1.00
4	86.61	1.11	77.34	0.99	77.25	0.99	77.45	1.00	77.81	1.00
5	79.51	1.27	68.17	1.09	66.72	1.07	67.60	1.08	62.36	1.00
6	69.98	0.96	66.69	0.92	69.72	0.96	70.20	0.97	72.59	1.00
7	64.86	1.04	73.33	1.18	69.74	1.12	63.80	1.02	62.35	1.00
8	66.49	0.93	67.25	0.94	74.68	1.04	75.68	1.06	71.59	1.00
9	80.73	1.19	75.42	1.11	65.19	0.96	65.44	0.96	67.87	1.00
10	66.60	0.90	71.67	0.97	73.29	0.99	76.16	1.03	73.81	1.00
11	83.03	1.26	75.24	1.14	66.11	1.00	71.24	1.08	65.81	1.00
12	63.17	0.92	63.28	0.92	62.40	0.90	62.47	0.91	69.02	1.00
13	83.66	1.14	75.64	1.03	73.03	0.99	73.68	1.00	73.55	1.00
14	77.98	1.02	81.29	1.07	78.10	1.02	78.92	1.03	76.30	1.00
15	79.46	1.28	78.78	1.27	75.60	1.21	74.31	1.19	62.24	1.00
16	75.10	1.08	68.54	0.99	72.10	1.04	62.80	0.90	69.51	1.00
17	77.04	0.96	73.69	0.92	74.42	0.93	78.74	0.98	80.00	1.00
18	69.06	0.99	70.40	1.01	69.06	0.99	72.60	1.04	69.70	1.00
19	75.91	0.99	76.97	1.00	72.59	0.94	75.95	0.99	77.01	1.00
20	76.76	1.01	79.75	1.05	79.30	1.04	78.99	1.04	76.30	1.00
21	69.10	0.97	68.90	0.97	65.55	0.92	69.52	0.97	71.33	1.00
22	65.88	0.98	66.91	1.00	62.04	0.92	63.17	0.94	67.23	1.00
23	70.42	0.93	81.98	1.08	77.71	1.02	78.86	1.04	75.94	1.00
24	73.95	1.01	71.97	0.98	75.83	1.03	76.44	1.04	73.48	1.00
25	60.57	0.93	63.14	0.97	62.94	0.97	67.27	1.03	65.01	1.00
26	65.99	1.03	78.54	1.22	68.43	1.06	72.46	1.13	64.26	1.00
27	60.05	1.05	57.04	0.99	54.61	0.95	57.35	1.00	57.41	1.00
28	60.81	1.01	56.85	0.95	61.89	1.03	55.02	0.92	60.13	1.00
29	64.67	0.72	74.69	0.83	80.06	0.89	90.56	1.00	90.13	1.00
30	54.28	0.90	58.31	0.96	60.13	0.99	55.59	0.92	60.46	1.00

Frequência Média por voluntário



Frequência Média Normalizada por voluntário

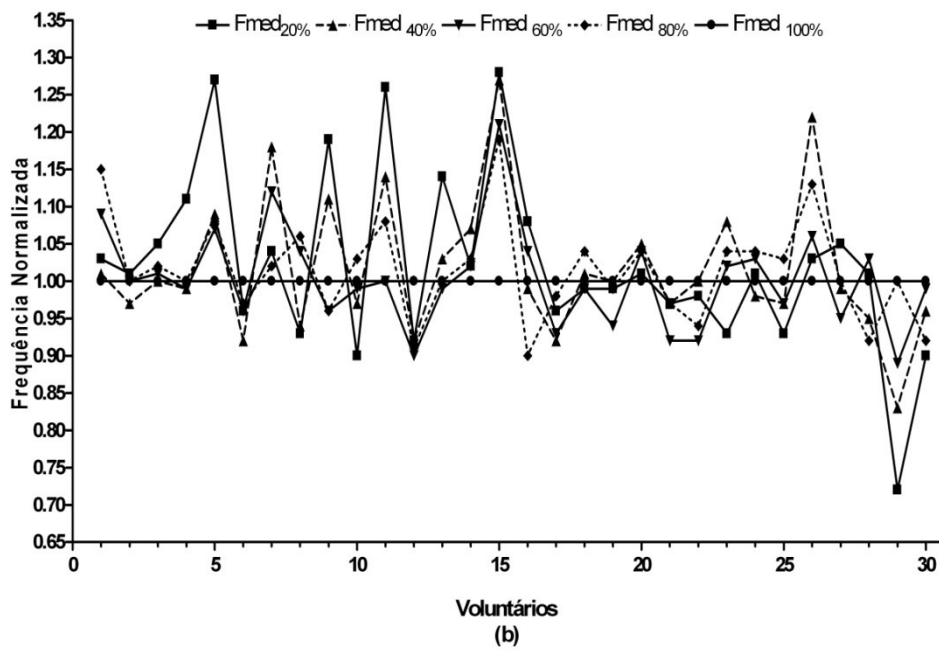


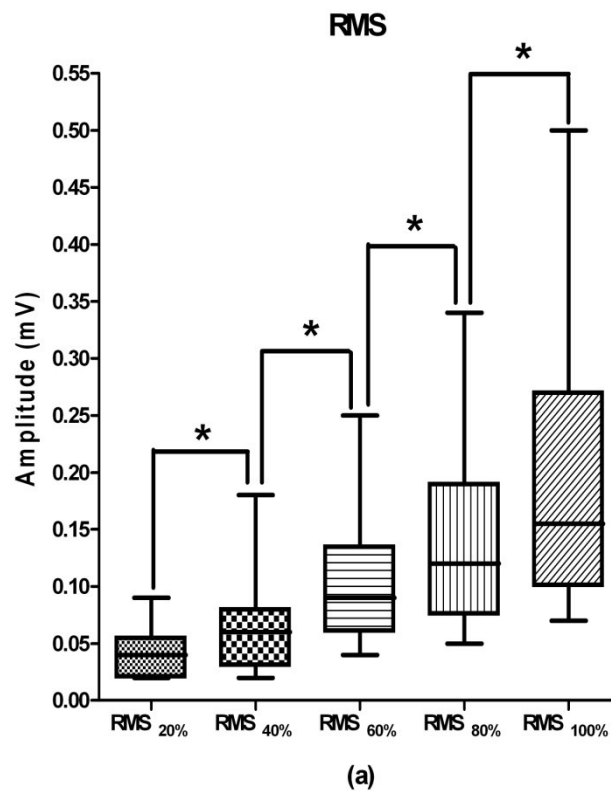
Figura 6.6: Valores de frequência média de cada voluntário, nos 5 níveis de flexão isométrica (20, 40, 60, 80 e 100% CVM) do m. bíceps braquial, (a) absolutos e (b) normalizados pelo seu valor em 100% CVM.

6.2.4 Resultados da análise de variância

O resultado do teste de Friedman identificou que as médias de cada nível de isometria, para os parâmetros temporais RMS e RMS normalizados, são estatisticamente diferentes ($p < 0,05$). Em seguida o teste *pos-hoc* de Dunn identificou significância estatística apenas nos pares de nível de isometria não-vizinhos ($p < 0,05$), ou seja, em todas as combinações, exceto 20%-40%, 40%-60%, 60%-80% e 80%-100% da CVM ($p > 0,05$).

Quanto aos parâmetros espectrais, não foi encontrada diferença significativa ($p > 0,05$, para todos os 4 parâmetros).

A Figura 6.7 representa a distribuição dos valores de RMS, absolutos e normalizados. Os pares onde não se encontrou diferença estatisticamente significativa estão marcados pelo colchete e o asterisco representa o valor $p > 0,05$.



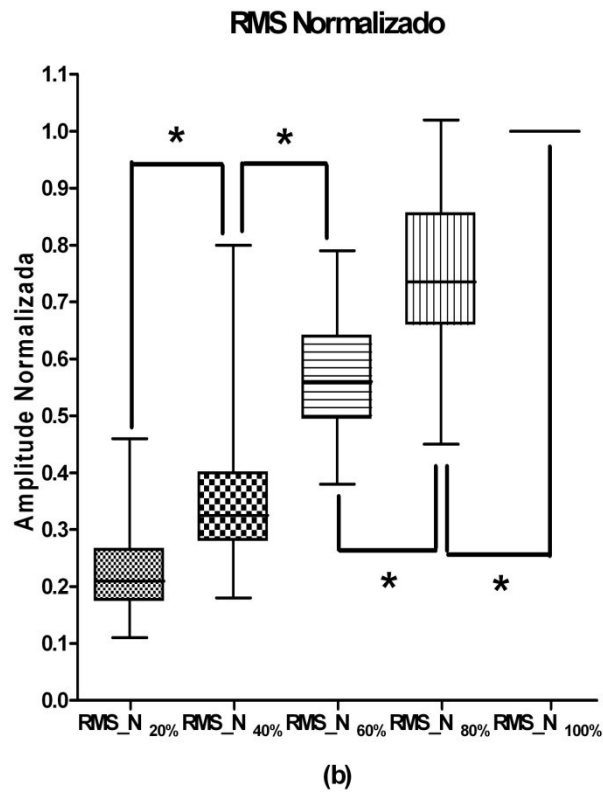
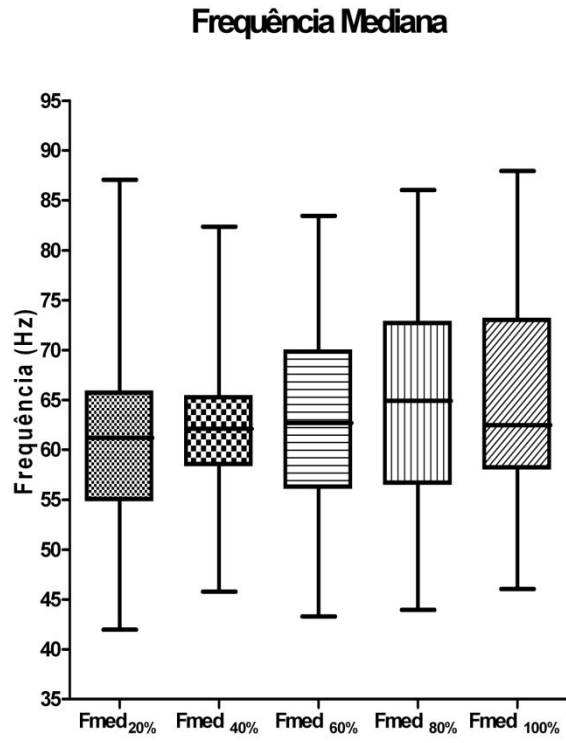
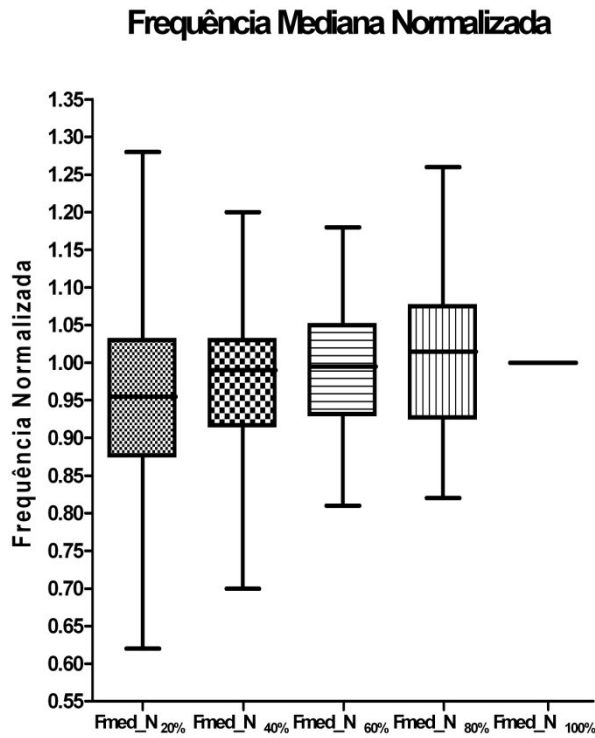


Figura 6.7: *Boxplot* dos valores RMS (a) absolutos e (b) normalizados. Os pares marcados com * têm valor $p > 0,05$ e sua diferença, portanto, não é significativa. Todas as outras relações têm valor $p < 0,05$, sendo todas, portanto, significativamente diferentes.

As Figura 6.8 e Figura 6.9 representam a distribuição dos valores de frequência mediana e média, absolutos e normalizados.

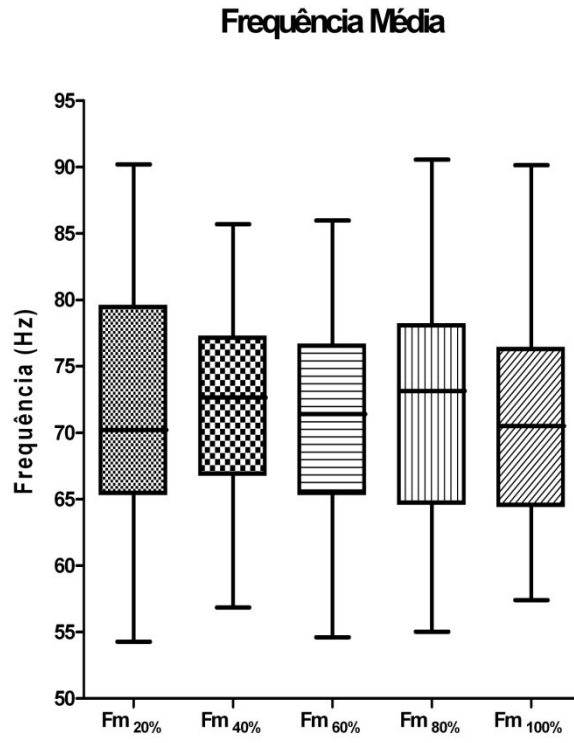


(a)

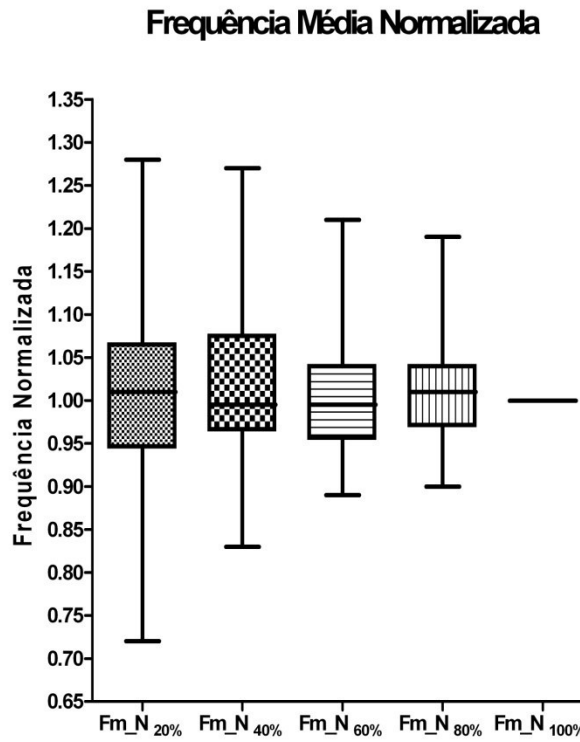


(b)

Figura 6.8: *Boxplot* dos valores de frequência mediana (a) absolutos e (b) normalizados. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos em nenhum caso ($p > 0,05$).



(a)



(b)

Figura 6.9: *Boxplot* dos valores de frequência média (a) absolutos e (b) normalizados. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos em nenhum caso ($p > 0,05$).

6.2.5 Perfil do comportamento do RMS Normalizado

Por último, a Figura 6.10 representa o perfil crescente do comportamento do valor RMS normalizado (mediana e quartis), em função do aumento do percentual da contração voluntária máxima do m. bíceps braquial.

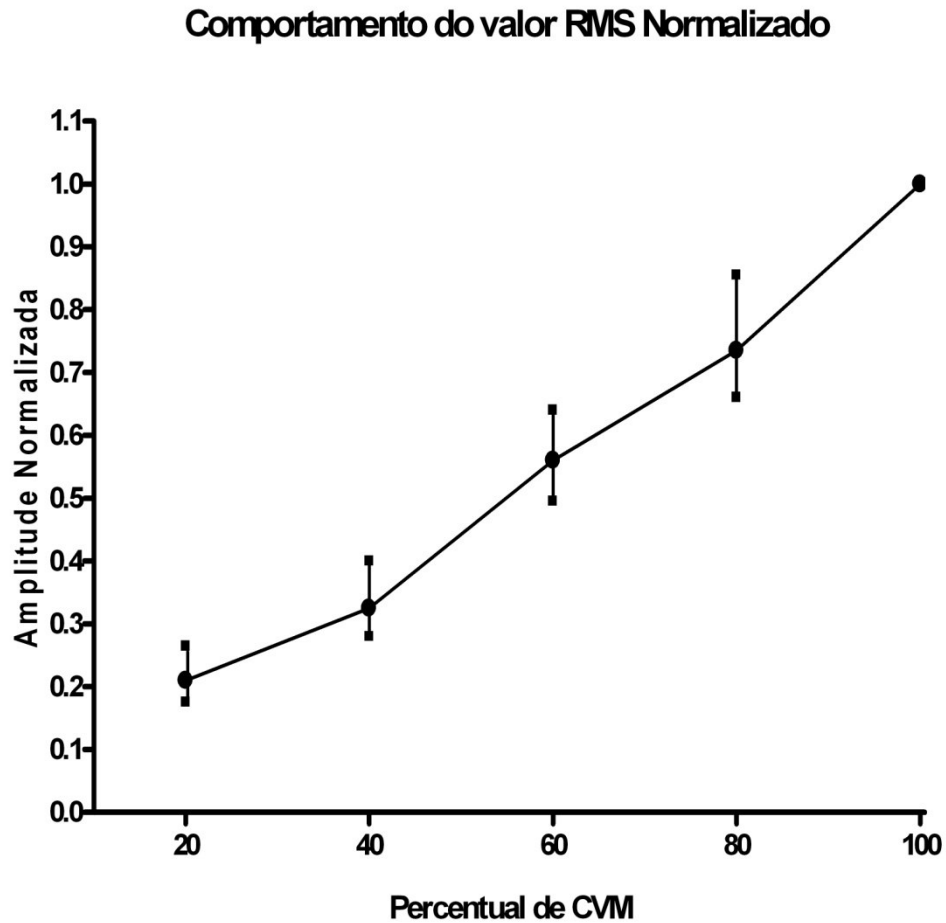


Figura 6.10: Comportamento do valor RMS normalizado em função do nível de isometria do m. bíceps braquial (mediana e quartis).

Capítulo 7: Discussão

7.1 Estudo piloto

Os resultados obtidos no estudo piloto, no domínio do tempo, e no trabalho original de POTVIN e BROWN (2004) muito se assemelham. Embora este estudo piloto tenha apresentado maior dispersão dos dados, observa-se uma alta correlação ($r = 0,95$) entre o nível de força e o sinal de EMGs processado. Vale ressaltar que no trabalho de POTVIN e BROWN (2004) os sinais foram obtidos em protocolo de contração em rampa de força, ou seja, desde o repouso até a CVM, e normalizados pelo máximo. Já no estudo piloto, os sinais foram obtidos em protocolo de contração em degraus.

É importante destacar o critério utilizado por POTVIN e BROWN (2004) para determinar os parâmetros ótimos de processamento. Por exemplo, no que diz respeito à escolha da frequência de corte do filtro passa altas, a diferença entre os coeficientes de correlação obtidos pelos autores para o filtro de 20-500 Hz e 440-500 Hz é menor que 0,3%, sendo que os autores não apresentam evidências de que esta diferença seja estatisticamente significativa. O mesmo acontece quando são analisados os percentuais de erro para os mesmos filtros (10,5% para 20-500 Hz e 9,1% para 440-500 Hz; sem informar a dispersão associada a esses valores).

Os resultados obtidos no presente trabalho, aliados a uma análise crítica do artigo dos referidos autores, considerando os valores reportados e a ausência de validação estatística, não permitiu corroborar o procedimento proposto pelos mesmos a fim de se obter uma melhor relação entre os sinais de força e o parâmetro do sinal de EMGs originado na análise no domínio do tempo.

Na tentativa de se investigar uma variante do procedimento proposto, que levasse a um parâmetro mais estável (com menor variabilidade) do sinal de EMGs, adaptou-se o algoritmo para o domínio da frequência. O gráfico da força normalizada em função da frequência mediana normalizada (Figura 6.2) e sua estatística mostram que não houve diferença expressiva entre os diferentes níveis de contração muscular. Além disso, nota-se um progressivo alargamento na dispersão dos valores de frequência mediana normalizada, principalmente quando a frequência de corte do filtro passa altas se aproxima de 440 Hz, levando a um aumento na variabilidade do parâmetro. Em outras palavras, a análise do sinal de EMGs no domínio da frequência não mostrou

evidências que permitam discriminar o nível de força empregado na contração a partir do parâmetro espectral escolhido para este piloto, a frequência mediana.

7.2 Estudo principal

7.2.1 Filtro *Notch*

O funcionamento de certos equipamentos eletro-eletrônicos e a própria fiação da instalação elétrica nas proximidades dos sistemas de aquisição contribuem para que os sinais de EMGs coletados sejam contaminados com sinais indesejáveis de 60 Hz e seus harmônicos. A malha formada por cabos, eletrodos e a pele inevitavelmente captam parte deste ruído eletromagnético e o incorporam ao sinal (ASCHERO, GIZDULICH, 2010). Para a remoção de tais frequências indesejada, um filtro rejeita banda normalmente precisa ser utilizado.

Ao testar o filtro *Notch* desenvolvido para este trabalho alcançamos um nível de atenuação de 99,91% em 60Hz e com atenuação de apenas 19,48% na frequência vizinha de 63 Hz. Um filtro rejeita faixa ideal (Figura 5.7), atenua 100% a frequência indesejada e não compromete as frequências vizinhas, preservando assim a energia do sinal verdadeiro. Um filtro rejeita faixa real, por sua vez, não é perfeito. Ele atenua a frequência indesejada, mas com algum comprometimento das frequências vizinhas.

Consideramos que o filtro implementado consegue se aproximar bem do comportamento desejado e é capaz de remover consideravelmente as interferências de 60 Hz e harmônicos, sem retirar, de forma acentuada, informação do sinal de EMG.

7.2.2 A escolha do melhor parâmetro descritivo do sinal de EMGs

Muitas pesquisas envolvendo a terapia de *biofeedback* por EMGs têm usado como parâmetro de avaliação dos resultados obtidos com tal terapia medidas funcionais como arco, qualidade e velocidade de movimento (JONSDOTTIR *et al.*, 2010), além de outras medidas subjetivas. Algumas utilizam o valor RMS médio como parâmetro objetivo representativo do sinal de EMGs, sem mencionar a alta variabilidade inter e intra-indivíduo do mesmo (HOLTERMANN *et al.*, 2008).

A busca por um parâmetro obtido a partir do sinal de EMGs, que seja uma boa representação da função muscular, tem sido o ideal de muitos pesquisadores há alguns anos (FARINA *et al.*, 2002). Muitos investigaram a relação entre as variáveis espectrais,

frequência mediana e média, e a força de contração muscular, encontrando as mais contraditórias conclusões (FARINA *et al.*, 2002).

Devido à controvérsia da literatura e almejando obter experiência própria na questão, este trabalho investigou alguns parâmetros derivados da análise espectral do sinal de EMGs. Para tal era necessário verificar se a métrica apresentaria baixa variabilidade para sujeitos normais, possibilitando, neste caso, seu uso como alvo na terapia de *biofeedback* por EMGs.

7.2.2.1 Sobre a análise no domínio do tempo

Os resultados deste estudo (Figura 6.4a) corroboram descrições prévias da literatura (BECK *et al.*, 2005; GABRIEL, KAMEN, 2009; GELLI *et al.*, 2007; SBRICCOLI *et al.*, 2003) quanto à relação direta entre o valor RMS e o nível de isometria imprimida pelo voluntário. Outro estudo (BOE *et al.*, 2008) destacou ainda que essa relação direta é linear e pode ser observada em sujeitos normais e pacientes. Pode-se notar que essa relação fica ainda mais evidente quando analisamos os valores RMS normalizados (Figura 6.4b). O mesmo comportamento é expresso na forma de *boxplot* (Figura 6.7), onde pode ser observado que as medianas dos valores RMS, absolutos e normalizados, apresentam um perfil crescente em relação ao nível de isometria (Figura 6.10).

Apesar do comportamento apresentado do valor RMS normalizado (Figura 6.10), foram encontrados neste trabalho os mesmos problemas já mencionados de variabilidade inter-indivíduos dos valores RMS. Tais problemas endossam as dificuldades de utilização do valor RMS como alvo da terapia de *biofeedback*. A adoção de valores normalizados não parece ser solução, pois, muito frequentemente, não é possível efetuar protocolos de obtenção contração voluntária máxima em pacientes submetidos à mencionada terapia.

De acordo com os resultados deste trabalho, assim como de outros encontrados na literatura (BECK *et al.*, 2005; GABRIEL, KAMEN, 2009; GELLI *et al.*, 2007; SBRICCOLI *et al.*, 2003), a primeira vista parece que a força muscular pode ser estimada a partir de parâmetros extraídos da análise temporal do sinal de EMGs. No entanto, já se verificou que as variações nesses parâmetros temporais subestimam as variações ocorridas nas unidades motoras, e por consequência, subestimam a modulação da força (FARINA *et al.*, 2004). Vários fatores influenciam a relação entre energia do

sinal EMGs e a força muscular, dentre elas a espessura do tecido subcutâneo, as diferentes estratégias de recrutamento, e a frequência de picos de despolarização das unidades motoras (FARINA *et al.*, 2004). Sendo assim, os parâmetros temporais deveriam ser considerados representativos da força apenas em análises de um mesmo músculo, de um mesmo sujeito.

7.2.2.2 Sobre a análise no domínio da frequência

Apesar dos muitos cuidados tomados em relação à coleta e filtragem de sinais de interferência, não se pode verificar nenhuma relação entre os valores dos parâmetros derivados da análise espectral, frequências mediana e média, e o nível de força isométrica (Figura 6.5a e 7.6a).

Observando-se as curvas normalizadas dos diferentes níveis de contração isométrica (20, 40, 60, 80 e 100% da CVM), os traçados, notadamente, cruzam o valor 1 por várias vezes, revelando a grande variabilidade entre os indivíduos nos diferentes níveis de isometria (Figura 6.5b e 7.6b).

O mesmo comportamento é evidenciado na Figura 6.8 onde maximamente poder-se-ia indicar uma suave tendência de aumento da frequência mediana, sem significância estatística, quando do aumento do nível de isometria.

Muito já se pesquisou acerca da relação entre os parâmetros espectrais, em especial as frequências mediana e média, e os mais diferentes comportamentos foram encontrados.

FARINA *et al.* (2002) afirmaram em sua publicação que não há nenhuma relação entre as variáveis espectrais e a força muscular, embora digam que uma relação possa existir em alguns casos. Outros autores discordam, mas apresentam achados bastante controversos.

Dois estudos (KAPLANIS *et al.*, 2009; RAINOLDI *et al.*, 1999) alcançaram resultados bastante similares entre si e opostos aos resultados deste trabalho. Ambos encontraram uma relação inversa entre frequência mediana e a força muscular isométrica. Eles observaram uma diminuição suave, porém significativa, da frequência mediana em resposta ao aumento do nível força do m. bíceps braquial.

Outros dois estudos (GELLI *et al.*, 2007; SBRICCOLI *et al.*, 2003) encontraram resultados bastante semelhantes aos resultados deste trabalho. Ambos apontam que existe uma relação direta entre a frequência mediana e a força isométrica. Eles

observaram um significativo aumento da frequência mediana em resposta ao aumento da força muscular isométrica. GELLI *et al.* (2007) observaram este aumento até 70-80% da CVM, seguido pela diminuição do parâmetro. SBRICCOLI *et al.* (2003) também observaram este aumento até 80% da CVM, seguido de um *plateau* (no intervalo de força de 80 à 100% da CVM) e, por fim, durante a sustentação da CVM, a diminuição do parâmetro, provavelmente por fadiga.

Capítulo 8: Conclusão

Embora a fisiologia nos dê base para acreditar na existência de uma relação entre os parâmetros espectrais e a força muscular, principalmente devido ao aumento do número de unidades motoras recrutadas e ao aumento da frequência de disparo das mesmas, os resultados do presente trabalho se somam à grande controvérsia encontrada na literatura.

Na prática clínica, é muito importante a utilização de recursos de monitoramento para a avaliação dos resultados da abordagem terapêutica. Para tal, é preciso utilizar parâmetros que representem bem as grandezas que se quer monitorar. Os parâmetros discutidos neste trabalho mostraram-se pouco expressivos para o m. bíceps braquial, portanto de baixa aplicabilidade para esse propósito. Somado a outros achados da literatura, parece ainda não ser possível a aplicação de parâmetros espectrais na prática clínica.

Apesar do trabalho não ter encontrado um parâmetro espectral correlacionado ao nível de contração muscular, que exibisse baixa variabilidade inter-indivíduos, e que pudesse ser utilizado na terapia de *biofeedback* por EMGs, ele propiciou o desenvolvimento de algumas ferramentas importantes para o processamento de sinal de EMGs. Em especial, o filtro *Notch* utilizado para remover a contaminação de sinais de interferência de 60 Hz e seus harmônicos.

Para a continuidade da pesquisa, aconselha-se a investigação de abordagens de processamento, que possam extrair as informações intrínsecas relacionadas ao número de unidades motoras recrutadas e a frequência de disparo média das mesmas da somação espaço-temporal verificada nos sinais de EMGs. Tal processamento deve considerar a deconvolução, ou filtragem inversa, dos efeitos das várias camadas de tecidos, assim como da resposta impulsiva das unidades motoras.

Referências Bibliográficas

- AIRAKSINEN, O., RANTANEN, P., SIHVONEN, T., et al., 2001, "Monitoring of muscle fatigue during isokinetic exercise", *Acupuncture & electro-therapeutics research*, v. 26, n. 4, pp. 253-261.
- ALMEIDA, C. A. P., SOUZA, M. N., PINO, A. V., 2008, "Análise do sinal de EMG nos domínios do tempo e da frequência para a extração de parâmetro de baixa variabilidade inter indivíduos", *Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v. 1, n. 1,
- AN, O., LU, F., NER, C., 2002, "EMG biofeedback therapy in the reeducation of the hemiplegic hand: The effect of sensory loss in results", *Turk Beyin Damar Hastalıkları Dergisi*, v. 8, n. 3, pp. 153-157.
- ARAUJO, R. C., DUARTE, M., AMADIO, A. C., 2000, "On the inter- and intra-subject variability of the electromyographic signal in isometric contractions", *Electromyography and clinical neurophysiology*, v. 40, n. 4, pp. 225-229.
- ARMAGAN, O., TASCIOGLU, F., ONER, C., 2003, "Electromyographic biofeedback in the treatment of the hemiplegic hand: a placebo-controlled study", *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, v. 82, n. 11, pp. 856-861.
- ASCHERO, G., GIZDULICH, P., 2010, "Denoising of surface EMG with a modified Wiener filtering approach", *J.Electromyogr.Kinesiol.*, v. 20, n. 2, pp. 366-373.
- BALESTRA, G., KNAFLITZ, M., MERLETTI, R., 1988, "Comparison between myoelectric signal mean and median frequency estimates", *Proceedings of the 10th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, n. pp. 1708-1709.
- BECK, T. W., HOUSH, T. J., JOHNSON, G. O., et al., 2005, "The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii", *J.Electromyogr.Kinesiol.*, v. 15, n. 5, pp. 482-495.
- BOE, S. G., RICE, C. L., DOHERTY, T. J., 2008, "Estimating contraction level using root mean square amplitude in control subjects and patients with neuromuscular disorders", *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, v. 89, n. 4, pp. 711-718.

- BONIFER, N. M., ANDERSON, K. M., ARCINIEGAS, D. B., 2005, "Constraint-induced movement therapy after stroke: efficacy for patients with minimal upper-extremity motor ability", *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 86, n. 9, pp. 1867-1873.
- CARR, J., SHEPHERD, R., 2003, *Ciência do Movimento*, Manole.
- CHEN, J. C., LIANG, C. C., SHAW, F. Z., 2005, "Facilitation of sensory and motor recovery by thermal intervention for the hemiplegic upper limb in acute stroke patients: a single-blind randomized clinical trial", *Stroke; a journal of cerebral circulation*, v. 36, n. 12, pp. 2665-2669.
- COHEN, H., 2001, *Neurociências para Fisioterapeutas*, Manole.
- CROW, J. L., LINCOLN, N. B., NOURI, F. M., et al., 1989, "The effectiveness of EMG biofeedback in the treatment of arm function after stroke", *International disability studies*, v. 11, n. 4, pp. 155-160.
- DE LA BARRERA, E. J., MILNER, T. E., 1994, "The effects of skinfold thickness on the selectivity of surface EMG", *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, v. 93, n. 2, pp. 91-99.
- DELISA, J. A., GANS, B. M., WALSH, N. E., et al., 2004, *Physical Medicine and Rehabilitation: Principles and Practice*, Lippincott Williams & Wilkins.
- DIMITROVA, N. A., DIMITROV, G. V., 2003, "Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies", *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 13, n. 1, pp. 13-36.
- ELFVING, B., LILJEQUIST, D., DEDERING, A., et al., 2002a, "Recovery of electromyograph median frequency after lumbar muscle fatigue analysed using an exponential time dependence model", *European journal of applied physiology*, v. 88, n. 1-2, pp. 85-93.
- ELFVING, B., LILJEQUIST, D., MATTSSON, E., et al., 2002b, "Influence of interelectrode distance and force level on the spectral parameters of surface electromyographic recordings from the lumbar muscles", *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 12, n. 4, pp. 295-304.
- FARINA, D., MADELEINE, P., GRAVEN-NIELSEN, T., et al., 2002, "Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the

- human upper trapezius muscle", *European journal of applied physiology*, v. 86, n. 6, pp. 469-478.
- FARINA, D., MERLETTI, R., 2000, "Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions", *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 10, n. 5, pp. 337-349.
- FARINA, D., MERLETTI, R., ENOKA, R. M., 2004, "The extraction of neural strategies from the surface EMG", *J.Appl.Physiol*, v. 96, n. 4, pp. 1486-1495.
- FITTS, R. H., 1994, "Cellular mechanisms of muscle fatigue", *Physiological Reviews*, v. 74, n. 1, pp. 49-94.
- FUGLEVAND, A. J., WINTER, D. A., PATLA, A. E., et al., 1992, "Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing", *Biological cybernetics*, v. 67, n. 2, pp. 143-153.
- GABRIEL, D. A., KAMEN, G., 2009, "Experimental and modeling investigation of spectral compression of biceps brachii SEMG activity with increasing force levels", *J.Electromyogr.Kinesiol.*, v. 19, n. 3, pp. 437-448.
- GELLI, F., DEL SANTO, F., POPA, T., et al., 2007, "Factors influencing the relation between corticospinal output and muscle force during voluntary contractions", *The European journal of neuroscience*, v. 25, n. 11, pp. 3469-3475.
- GUYTON, A. C., 1986, *Tratado de Fisiologia Médica*, Guanabara Koogan.
- HAMILL, J., KNUTZEN, K. M., 1999, *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*,
- HERMENS, H. J., FRERIKS, B., SSELHORST-KLUG, C., et al., 2000, "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures", *J.Electromyogr.Kinesiol.*, v. 10, n. 5, pp. 361-374.
- HEWSON, D. J., HOGREL, J. Y., LANGERON, Y., et al., 2003, "Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes during long-term recordings", *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 13, n. 3, pp. 273-279.
- HOLTERMANN, A., SOGAARD, K., CHRISTENSEN, H., et al., 2008, "The influence of biofeedback training on trapezius activity and rest during occupational computer work: a randomized controlled trial", *Eur.J.Appl.Physiol*, v. 104, n. 6, pp. 983-989.

- HUIGEN, E., PEPPER, A., GRIMBERGEN, C. A., 2002, "Investigation into the origin of the noise of surface electrodes", *Medical & biological engineering & computing*, v. 40, n. 3, pp. 332-338.
- INGLIS, J., DONALD, M. W., MONGA, T. N., 1984, "Electromyographic biofeedback and physical therapy of the hemiplegic upper limb", *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 65, n. 12, pp. 755-759.
- JOHNSON, K. V. B., EDWARDS, S. C., VAN TONGEREN, C., et al., 2004, "Properties of human motor units after prolonged activity at a constant firing rate", *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, v. 154, n. 4, pp. 479-487.
- JONSDOTTIR, J., CATTANEO, D., RECALCATI, M., et al., 2010, "Task-Oriented Biofeedback to Improve Gait in Individuals With Chronic Stroke: Motor Learning Approach", *Neurorehabil. Neural Repair*, n.
- JONSDOTTIR, J., CATTANEO, D., REGOLA, A., et al., 2007, "Concepts of motor learning applied to a rehabilitation protocol using biofeedback to improve gait in a chronic stroke patient: an A-B system study with multiple gait analyses", *Neurorehabilitation and neural repair*, n. pp. 190-194.
- KAMEN, G., CALDWELL, G. E., 1996, "Physiology and Interpretation of the Electromyogram", *Journal of Clinical Neurophysiology*, v. 13, n. 5, pp. 366-384.
- KANDEL, E. R., 2000, *Fundamentos da Neurociência e do Comportamento*, Guanabara Koogan.
- KAPLANIS, P. A., PATTICHIS, C. S., HADJILEONTIADIS, L. J., et al., 2009, "Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction", *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 19, n. 1, pp. 157-171.
- KRAMER, M., EBERT, V., KINZL, L., et al., 2005, "Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain", *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 86, n. 1, pp. 31-36.
- LENT, R., 2001, *Cem Bilhões de Neurônios: Conceitos Fundamentais de Neurociência*, 1 ed., São Paulo. Atheneu.
- LI, Z. y., JIAO, K., CHEN, M., et al., 2003, "Spectral analysis of electromyography of low back muscle fatigue induced by simulated driving", *Zhonghua lao dong wei sheng zhi ye bing za zhi = Zhonghua laodong weisheng zhiyebing zazhi = Chinese journal of industrial hygiene and occupational diseases*, v. 21, n. 5, pp. 365-367.

- LINNAMO, V., BOTTAS, R., KOMI, P. V., 2000, "Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue", *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 10, n. 5, pp. 293-300.
- LINNAMO, V., STROJNIK, V., KOMI, P. V., 2001, "Electromyogram power spectrum and features of the superimposed maximal M-wave during voluntary isometric actions in humans at different activation levels", *European journal of applied physiology*, v. 86, n. 1, pp. 28-33.
- LOWERY, M., NOLAN, P., O'MALLEY, M., 2002, "Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle", *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 12, n. 2, pp. 111-118.
- MARTINS, M. A., 2008, "Aparelho de Eletrocardiograma portátil *bluetooth*", *Projeto final do curso de Engenharia Eletrônica e de Computação da Escola Politécnica da Universidade Federal do Rio de Janeiro*, v. 1, n. 1,
- MENDELL, L. M., 2005, "The size principle: a rule describing the recruitment of motoneurons", *J.Neurophysiol.*, v. 93, n. 6, pp. 3024-3026.
- MORELAND, J. D., THOMSON, M. A., FUOCO, A. R., 1998, "Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: a meta-analysis", *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 79, n. 2, pp. 134-140.
- NEUMANN, D. A., 2006, *Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético - Fundamentos para a Reabilitação Física*, Guanabara Koogan.
- NUSSBAUM, M. A., 2001, "Static and dynamic myoelectric measures of shoulder muscle fatigue during intermittent dynamic exertions of low to moderate intensity", *European journal of applied physiology*, v. 85, n. 3-4, pp. 299-309.
- O'SULLIVAN, S., SCHMITZ, T. J., 1993, *Fisioterapia: Avaliação e Tratamento*, 2 ed., Manole.
- PAN, Z. S., ZHANG, Y., PARKER, P. A., 1989, "Motor unit power spectrum and firing rate", *Medical & biological engineering & computing*, v. 27, n. 1, pp. 14-18.
- POTVIN, J. R., BROWN, S. H., 2004, "Less is more: high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates", *J.Electromyogr.Kinesiol.*, v. 14, n. 3, pp. 389-399.

- PRENTICE, W. E., 2005, *Therapeutic Modalities in Rehabilitation*, McGraw-Hill Medical.
- RAINOLDI, A., GALARDI, G., MADERNA, L., et al., 1999, "Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle", *J.Electromyogr.Kinesiol.*, v. 9, n. 2, pp. 105-119.
- SBRICCOLI, P., BAZZUCCHI, I., ROSPONI, A., et al., 2003, "Amplitude and spectral characteristics of biceps Brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation", *J.Electromyogr.Kinesiol.*, v. 13, n. 2, pp. 139-147.
- SOLOMONOW, M., BATEN, C., SMIT, J., et al., 1990, "Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies", *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, v. 68, n. 3, pp. 1177-1185.
- STEIN, R. B., BRUCKER, B. S., AYYAR, D. R., 1990, "Motor units in incomplete spinal cord injury: electrical activity, contractile properties and the effects of biofeedback", *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, v. 53, n. 10, pp. 880-885.
- TEASELL, R. W., BHOGAL, S. K., FOLEY, N. C., et al., 2003, "Gait retraining post stroke", *Topics in stroke rehabilitation*, n. pp. 34-65.
- UMPHRED, D. A., 1994, *Fisioterapia Neurológica*, Manole.
- UZUNCA, K., 2007, "EMG biofeedback application in stroke patients", *Turkiye Fiziksel Tip ve Rehabilitasyon Dergisi*, v. 53, n. SUPPL. 1, pp. 26-29.
- WOLF, S. L., BINDER MACLEOD, S. A., 1983a, "Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient. Changes in lower extremity neuromuscular and functional status", *Physical Therapy*, v. 63, n. 9, pp. 1404-1413.
- WOLF, S. L., BINDER MACLEOD, S. A., 1983b, "Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient. Changes in upper extremity neuromuscular and functional status", *Physical Therapy*, v. 63, n. 9, pp. 1393-1403.
- WOODFORD, H., PRICE, C., 2007, "EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke", *Stroke*, n. pp. CD004585.
- YANG, J. F., WINTER, D. A., 1983, "Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions", *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 64, n. 9, pp. 417-420.

ZHOU, P., RYMER, W. Z., 2004, "Can standard surface EMG processing parameters be used to estimate motor unit global firing rate?", *Journal of neural engineering*, v. 1, n. 2, pp. 99-110.

Anexo I: Códigos em MatLab

8.1 Script Principal

```
function ScriptCarol
    global Sinal Configuracao Path Arquivo Opcoes Resultado
    Legenda_Resultado

    [Arquivo1 Path1] = uiputfile([Path '.mat'],'Nome do arquivo de
    resultado (na raiz dos diretorios a analisar)');
    if Arquivo1==0
        return;
    end;
    ArquivoResultado = Arquivo1;
    PathResultado = Path1;

    if ~isfield(Opcoes,'ScriptCarol')
        Opcoes.ScriptCarol = {'{ 'Voluntario_*'
    }','{ '_Bic_' },'{ '20','40','60','80','100' }'};
        %Opcoes.ScriptCarol = {'{ 'Voluntario_*'
    }','{ '_Bic_' },'{ 'conc','exc','100' }'};
    end;
    aux = inputdlg({'Nome das diversas pastas para análise:',...
        'Nome dos arquivos para processar',...
        'Número dos arquivos por diretório:'},...
        'Dados para análise',1,Opcoes.ScriptCarol);
    if ~isempty(aux)
        Opcoes.ScriptCarol= aux;
    end

    NomePastas = eval(char(Opcoes.ScriptCarol(1)));
    NomeArquivos = eval(char(Opcoes.ScriptCarol(2)));
    Extensoes = eval(char(Opcoes.ScriptCarol(3)));
    NArquivos = length(eval(char(Opcoes.ScriptCarol(3))));

    NPastas = length(NomePastas);

    Backup = Opcoes.ScriptCarol;
    Opcoes.EMGTempo = { 'EMG1', '0.1'};

    %criando as variaveis
    r = []; %para acumular RMS
    Fmed = []; %para acumular Freq Mediana
    Fm= []; %para acumular Freq Media
    Calculadas = []; %para acumular todas

    [diretorios legenda NDiretorios] =
    BuscaDiretorios(NPastas,NomePastas,Path1);
    %Inicia o processamento
    figura = gcf;
    for j=1:length(diretorios);
        for i=1:length(NomeArquivos)
            for k=1:NArquivos
                Arquivo1 = [diretorios{j} char(NomeArquivos(i))
    char(Extensoes(k)) '.mat'];
                disp (Arquivo1)
```

```

figure(figura);
if exist([Path1 diretorios{j} '\ ' Arquivo1])
    load([Path1 diretorios{j} '\ ' Arquivo1]);

%Biomecanica_importar('AbrirDAS_BIN','SILENCIOSO',{[Path1
diretorios{j} '\'], Arquivo1, 'Calibrado'});
figure(figura);
set(figura,'Name',[diretorios{j} '\ ' Arquivo1])
if isempty(Arquivo1)
    disp('vazio');
    pause;
    return; end;
if
(length(Sinal.Dado)>Configuracao.FrequenciaAmostragem)

    %-----

    %Filtra o sinal de sEMG
    %encontra o sinal
    IEMG =
util_encontrasinal({'EMG1'},Sinal.Nome,'final');
    dopino(:,1)=Sinal.Dado(:,IEMG);

    %define os parametros para o filtro notch
MNS
    N = 8; %numero de harmonicos de 60Hz a serem
filtrados; n=6 (60, 120, 180, 240, 360, 480)
    fs = Configuracao.FrequenciaAmostragem;
    QQ = 0.996;
    % variar o QQ de 0.990 a 0.999

    %filtra MNS_NOTCH2 (60hz e os harmonicos)
    Sinal.Dado(:, IEMG) =
mns_notch_final(60,N,fs,Sinal.Dado(:, IEMG),QQ);
    %Sinal.Dado(:, IEMG) =
mns_notch_final(60,N,fs,Sinal.Dado(:, IEMG));
    dopino(:,2)=Sinal.Dado(:, IEMG);

BioMecanica_Utilitarios('Filtro','SILENCIOSO',{['[20,300]','4','bandpa
ss','filtfilt'],[IEMG]});
    dopino(:,3)=Sinal.Dado(:, IEMG);
    close;
    plot(dopino);
    %pause;
    close;

    %Calcula RMS

analise_emgclassico('Amplitude','Silencioso');
    %pause;
    close;
    m = mean(Resultado.RMS(:,2));
    r = [r; m];

    %Analise_Espectrograma;
    Analise_Espectrograma('SILENCIOSO',{
'EMG1','1','0.9','hanning','0.5','linear','constant'});
    close;
    %Analise_Espectrograma('SILENCIOSO',{
'EMG_1','1','0.9','hanning','0.5','linear','constant'});

```

```

        %Encontra o sinal
        Slista =
util_EncontraSinal(Opcoes.Espectrograma(1),Sinal.Nome,'Final');
        if isempty(Slista) return; end;
        Opcoes.Espectrograma(1) =
Sinal.Nome(Slista);

        %Substitui
"Configuracao.FrequenciaAmostragem" por uma variavel mais "curta"
        fs = Configuracao.FrequenciaAmostragem;

        %Seleciona as opcoes escolhidas
        %Numero de pontos para analise em cada
janela
        npontos =
floor(str2num(Opcoes.Espectrograma{2})*Configuracao.FrequenciaAmostrag
em);
        %Numero de pontos para sobreposicao de
janelas
        overlap =
floor(str2num(Opcoes.Espectrograma{3})*Configuracao.FrequenciaAmostrag
em);
        %Tipo de janela utilizada
        switch lower(Opcoes.Espectrograma{4})
        case {'tukey','kaiser'}
            window =
eval([Opcoes.Espectrograma{4}, '(' , num2str(npontos), ', ',',
Opcoes.Espectrograma{5} ' ) ']);
        otherwise
            window =
eval([Opcoes.Espectrograma{4}, '(' , num2str(npontos), ') ']);
        end
        %Retira tendencia do sinal
        switch lower(Opcoes.Espectrograma{7})
        case {'none'}
            vetor = Sinal.Dado(:,Slista);
        otherwise
            vetor =
detrend(Sinal.Dado(:,Slista),Opcoes.Espectrograma{7});
        end

        % Calcula o PSD
        [emg_p f] =
psd(vetor,npontos,fs>window,overlap);
        emg_p = emg_p/max(emg_p);

        %figure => Plot do espectro; ficou mais
abaixo
        %plot(emg_p),title('PSD do Sinal ja´
Filtrado');
        %axis([0 200 0 1.5]);
        %pause

        % Calcula a Fmed do PSD
        pxxn = emg_p/sum(emg_p);
        %pxxnn = cumtrapz(f,pxxn); %MODIFICAR
ESTA LINHA PARA COMPARAR FORMAS DE INTEGRACAO
        pxxnn=cumsum(pxxn); %MODIFICAR ESTA
LINHA PARA COMPARAR FORMAS DE INTEGRACAO
        pxxnn = pxxnn/max(pxxnn);

```

```

indf = find((pxxn>.35)&(pxxn<.65));
%if indf == [];
%   Fmed=[Fmed; NaN]
%else
igual = find(pxxn>=.5);
ffs = f(indf);
aa = (pxxn(indf(1))-
pxxn(indf(end)))/(f(indf(1))-f(indf(end)));
bb = pxxn(indf(1))-aa*f(indf(1));

Fmed = [Fmed; (0.5-bb)/aa];

fmediana = (0.5-bb)/aa %imprime a F mediana

Fm = [Fm; f'*pxxn];
fmedia = f'*pxxn %imprime a F media

%Plota o espectro
plot(emg_p),title('PSD do Sinal ja´
Filtrado'); hold on;
max(emg_p)], 'g'); %
plot([fmediana fmediana],[0
plot([fmedia fmedia],[0 max(emg_p)], 'r');
axis([0 200 0 1.5]);
%pause
%end;

%Resultados Finais
Calculadas = [r Fmed Fm];
%-----
else
% se o sinal eh menor que Fs,
colunas = size(Calculadas,2);
if (colunas==0)
colunas = 2; % nao processa o arquivo e
escreve NaN

end
a = nan * zeros(1,colunas);
Calculadas =[Calculadas; a];
end
else
% se nao o arquivo nao existe
colunas = size(Calculadas,2);
if (colunas==0)
colunas = 2; % escreve NaN
end
a = nan * zeros(1,colunas);
Calculadas =[Calculadas; a];
% Evita erros com os diretorios vazios
end
end
end
end

aux = [Calculadas]
Resultado.Bic20=aux(1:5:end, :);
Resultado.Bic40=aux(2:5:end, :);
Resultado.Bic60=aux(3:5:end, :);
Resultado.Bic80=aux(4:5:end, :);
Resultado.Bic100=aux(5:5:end, :);

```

```

    vol = [1 10 11 13 14 15 16 18 20 22 23 24 26 29 3 30 31 32 33 36
37 38 39 4 40 5 6 7 8 9];
    matriz = [vol' Resultado.Bic20 Resultado.Bic40 Resultado.Bic60
Resultado.Bic80 Resultado.Bic100]

    subplot(211), plot(vol', [Resultado.Bic20(:,1)], 'bo');
    title({'RMS'});hold on
    plot(vol', [Resultado.Bic40(:,1)], 'gx'),
    plot(vol', [Resultado.Bic60(:,1)], 'rd'),
    plot(vol', [Resultado.Bic80(:,1)], 'c*'),
    plot(vol', [Resultado.Bic100(:,1)], 'ms'),
    hold off,;
    legend('Bic 20', 'Bic 40', 'Bic 60', 'Bic 80', 'Bic 100',-1);

    subplot(212), plot(vol', [Resultado.Bic20(:,2)], 'bo');
    title({'Fmed do PSD'});hold on
    plot(vol', [Resultado.Bic40(:,2)], 'gx'),
    plot(vol', [Resultado.Bic60(:,2)], 'rd'),
    plot(vol', [Resultado.Bic80(:,2)], 'c*'),
    plot(vol', [Resultado.Bic100(:,2)], 'ms'),
    hold off,;
    legend('Bic 20', 'Bic 40', 'Bic 60', 'Bic 80', 'Bic 100',-1);

%copiar matriz para txt

%-----
%-----
function [diretorios, legenda, numero] =
BuscaDiretorios(NGrupos, NomeGrupos, Path1)

%Busca pelos diretorios validos
diretorios = {};
legenda = {};
numero = zeros(1,NGrupos);
for j=1:NGrupos
    aux = dir([Path1 char(NomeGrupos(j))]);
    for i=1:length(aux)
        if exist([Path1 aux(i).name])==7 &
~strcmp(aux(i).name, '.') & ~strcmp(aux(i).name, '..')
            diretorios = [diretorios; {aux(i).name}];
            legenda = [legenda {num2str(i)}];
            numero(j) = numero(j) + 1;
        end
    end
end
end
end

```

8.2 Funções associadas

8.2.1 Analise_EMGClassico

```

function Analise_EMGClassico(Funcao, Modo, Parametros)
% Implementa as funções clássicas para análise de sinais de EMG
pelo tempo e frequência.

function Resposta = Analise_EMGClassico(Funcao, Modo, Parametros);

if ~exist('Funcao') Funcao = 'Config'; end;
if ~exist('Parametros') Parametros = []; end;

```



```

if ~exist('Modo') Modo = 'Dialogo'; Parametros = []; end;
Modo = strcmp(upper(Modo), 'DIALOGO');

switch Funcao
case 'Config'
    Resposta = Config;
case 'Amplitude'
    Resposta = Amplitude(Modo);
case 'Espectrograma'
    Resposta = Analise_Espectrograma;
case 'Frequencia'
    Resposta = Frequencia;
case 'Visualizar'
    Resposta = Visualizar;
case 'Avancar'
    Resposta = Avancar;
case 'Retornar'
    Resposta = Retornar;
case 'VaiParaCiclo'
    Resposta = VaiParaCiclo;
case 'FrequenciasEspectrais'
    Resposta = FrequenciasEspectrais(Parametros);
otherwise
    Resposta = 0;
end;

```

8.2.2 Analise_Espectrograma

```

% function analise_espectrograma(Modo,Parametros);
% Realiza o espectrograma de um dos sinais disponiveis.
%     Nome do sinal
%     O Usuario escolhe o numero de pontos da FFT.
%     Utiliza a janela Hanning para alisamento.
%     Corrige o fator de perda da janela Hanning.
%     Utiliza detrend linear.
%     Resultado retorna o Resultado do Espectrograma

% Atenção: A função usa um gráfico 3D e escalas lineares. A
função de Escalas funciona
% porém pode acontecer de todos os gráficos subsequentes serem
3D. Se isto ocorrer use:
% rotate3d off

% MODO: Pode ser 'Dialogo' ou 'Silencioso'
% PARAMETROS:
{'NomeSinal','TamanhoJanela','TempoOverlap','Janela','ParametrosJanela
Tukey','Escala','Tendencia'}

function Analise_Espectrograma(Modo,Parametros)
global Sinal Configuracao Opcoes Resultado Legenda_Resultado

if isempty(Sinal)
    h=warndlg('Abra um arquivo de dados antes de realizar esta
operação.','Faltam Sinais');
    waitfor(h);
    return;
end;

```

```

if ~exist('Modo')
    Modo = 'DIALOGO';
end
Modo = strcmp(upper(Modo), 'DIALOGO');

if ~Modo
    Opcoes.Espectrograma = Parametros;
end

if ~isfield(Opcoes, 'Espectrograma')
    Opcoes.Espectrograma = {'EMG',
'1', '0.9', 'hanning', '0.5', 'linear', 'constant'}; % modif Carol 28 Abr
2008
end

if Modo==1
    aux = inputdlg({ 'Nome do sinal', ...
        ['Tempo para janela da DFT (s) (Fs='
num2str(Configuracao.FrequenciaAmostragem) ')'] ,...
        'Tempo de "overlap" das janelas (s)', ...
        ['Janela' 10 '(tukey - hanning - hamming - blackman
- boxcar - triang - bartlett - kaiser):'], ...
        'Parâmetros para janelas TUKEY (0(retangular), 0.5,
1(hann)) e KAISER (2.5)',...
        'Escala de amplitude (log ou linear):',...
        'Retirar tendencia (constant ou linear ou none)',...
        'Configurar Espectrograma', 1, Opcoes.Espectrograma);
    if isempty(aux) return; end;
    %Se o botao OK foi pressionado continua
    Opcoes.Espectrograma = aux;
end

Slista =
util_EncontraSinal(Opcoes.Espectrograma(1), Sinal.Nome, 'Final');
Opcoes.Espectrograma(1) = Sinal.Nome(Slista);

BioMecanica('wait');

%Substitui "Configuracao.FrequenciaAmostragem" por uma variavel
mais "curta"
fs = Configuracao.FrequenciaAmostragem;
%Seleciona as opcoes escolhidas

%Numero de pontos para analise em cada janela
npontos =
floor(str2num(char(Opcoes.Espectrograma(2)))*Configuracao.FrequenciaAm
ostragem);
%Numero de pontos para sobreposicao de janelas
overlap =
floor(str2num(char(Opcoes.Espectrograma(3)))*Configuracao.FrequenciaAm
ostragem);
%Tipo de janela utilizada
switch lower(Opcoes.Espectrograma{4})
case {'tukey', 'kaiser'}
    window = eval(['char(Opcoes.Espectrograma(4)), '(',
num2str(npontos), ', ', char(Opcoes.Espectrograma(5)) ')']);
    otherwise
        window = eval(['char(Opcoes.Espectrograma(4)), '(',
num2str(npontos), ')']);
end

```

```

%Retira tendencia do sinal
switch lower(Opcoes.Espectrograma{7})
    case {'none'}
        vetor = Sinal.Dado(:,Slista);
    otherwise
        vetor =
detrend(Sinal.Dado(:,Slista),char(Opcoes.Espectrograma{7}));
end
%Calcula a funcao de transferencia com as informacoes acima
[Estimativa,F,T] = specgram(vetor,npontos,fs>window,overlap);
%Arruma resultado e legenda em uma forma mais confortavel
plotResultado.Espectrograma = [T'; Estimativa];
Resultado.Espectrograma = [[0;F] Resultado.Espectrograma];
Legenda_Resultado.Espectrograma = {'Amplitude (Frequencia x
Tempo) '};

subplot(1,1,1);
if strcmp('log',char(Opcoes.Espectrograma(6)))
    % imagesc([0 1/F(2)],F,20*log10(abs(Estimativa)+eps));axis xy;
colormap(jet);
    surf1(F,T,20*log10(abs(Estimativa')),[5 5],'light');
else
    % imagesc([0 1/F(2)],F,(abs(Estimativa)+eps));axis xy;
colormap(jet);
    surf1(F,T,abs(Estimativa')),[5 5],'light');
end;

title(['Espectrograma']);
shading interp;
view(45,45);
xlabel('FREQUENCIA (hz)');
zlabel('POTENCIA');
ylabel('TEMPO (s)');

BioMecanica('wait');

%axlimdlg('Escala',[1,0],str2mat('FREQUENCIA','TEMPO','POTENCIA'
));
%axlimdlg('Escala',[0,0],str2mat('FREQUENCIA','TEMPO','POTENCIA'
));
%-----
%-----
function w=tukey(N,a)
if nargin<2,a=0.5;end
m=fix((a+1)*N/2);
w=ones(1,N);
if a>0&a<1
w(m:N)=0.5*(1 + cos(pi*((m:N)-m)/(N-m)));
w(1:N-m+1)=w(N:-1:m);
end

```

8.3 Filtro *Notch* implementado

```

function y=mns_notch2(fo,fs,x,QQ);

b=exp(j*pi*(fo/(fs/2)));
bb=[b' b'];
aa=QQ*bb;

```

```
Bz=poly(bb);
Az=poly(aa);
Az=Az/Az(1);

y=filtfilt(Bz,Az,x);

%---

function y=mns_notch_final(fo,N,fs,x,QQ);

y=mns_notch2(fo,fs,x,QQ);

if N>=2
    for m=1:N
        y=mns_notch2(m*fo,fs,y,QQ);
    end;
end;
```