



FREQUÊNCIA INSTANTÂNEA ESTIMADA VIA TRANSFORMADA DE HILBERT
E SUA APLICAÇÃO NO SINAL DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Raquel Vaz Guedes Pereira Cavalcanti

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 2011

FREQUÊNCIA INSTANTÂNEA ESTIMADA VIA TRANSFORMADA DE HILBERT
E SUA APLICAÇÃO NO SINAL DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Raquel Vaz Guedes Pereira Cavalcanti

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. Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá, D.Sc.

Prof. Luis Wagner Pereira Biscainho, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JUNHO DE 2011

Cavalcanti, Raquel Vaz Guedes Pereira

Frequência Instantânea Estimada Via Transformada de Hilbert e Sua Aplicação no Sinal de Eletromiografia de Superfície. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

VIII, 67 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Alexandre Visintainer Pino

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2011.

Referencias Bibliográficas: p. 54-59.

1. Sinal de EMG de superfície. 2. Força muscular. 3. Frequência instantânea. I. Souza, Marcio Nogueira, et al. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

O mestrado foi uma experiência singular na minha vida e também um marco. Foram momentos de grandes desafios, medos e dificuldades, mas também, momentos de descobertas e superações.

Muitas foram as ocasiões em que sentia que não seria capaz de prosseguir e nesses momentos tive com quem contar e sou grata a essas mãos amigas que me passaram calor, aconchego e força.

Agradeço aos professores do PEB por terem confiado em mim e me dado a honra de ser discente deste programa.

Agradeço aos professores Márcio e Pino pelos ensinamentos e por terem me orientado de forma tão paciente e encorajadora. Em especial, agradeço ao professor Márcio que me deu apoio e acreditou em mim nos meus momentos de dificuldade. Agradeço também ao professor Antônio Maurício pelas observações nos seminários que ajudaram a enriquecer e amadurecer este trabalho.

Agradeço aos funcionários do PEB a dedicação e comprometimento demonstrados.

Agradeço aos meus amigos e familiares por tão generosamente terem entendido minhas frequentes ausências e ainda assim apoiarem minha jornada. Em especial agradeço ao Maurício e às minhas filhas Júlia, Isabel e Rafaela, por todo o amor incondicional que me dispensaram. Aos meus pais e irmãos que durante toda a minha vida me instigaram a ser coerente e perseverante. Minha gratidão especial à minha amiga Sandra por toda sua compreensão, apoio, paciência e fidelidade irretribuíveis.

Agradeço a Deus por estar e se mostrar presente em minha vida.

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

FREQUÊNCIA INSTANTÂNEA ESTIMADA VIA TRANSFORMADA DE HILBERT E SUA APLICAÇÃO NO SINAL DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Raquel Vaz Guedes Pereira Cavalcanti

Junho/2011

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

Este trabalho investigou o uso da frequência instantânea (FI) estimada via primeira derivada da fase do sinal analítico construído a partir da transformada de *Hilbert* em sinais de teste e na avaliação do grau de ativação muscular a partir de sinais de eletromiografia de superfície (EMG) em situação de contração isométrica. Os sinais de teste possuíam FI teórica conhecida e os sinais de EMG foram obtidos a partir de banco de 30 voluntários em contração estática do músculo bíceps braquial em cinco níveis de isometria muscular, a saber: 20, 40, 60, 80 e 100 % da contração voluntária máxima (CVM). A evolução temporal da FI e sua média foram calculadas tanto para os sinais de teste quanto para os sinais de EMG, e eventualmente comparadas a outros parâmetros espectrais. A FI calculada para os sinais de teste apresentou um comportamento compatível com o encontrado na literatura. Quanto aos sinais de EMG, a FI média apresentou leve tendência de queda com o aumento da força muscular, porém, sem significância estatística.

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

INSTANTANEOUS FREQUENCY ESTIMATED VIA HILBERT TRANSFORM AND
ITS APPLICATION IN SURFACE ELECTROMYOGRAPHY SIGNAL

Raquel Vaz Guedes Pereira Cavalcanti

June/2011

Advisors: Marcio Nogueira de Souza
Alexandre Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

The main purpose of this work was to study the instantaneous frequency (IF) taken as the first derivative of the phase associated to the analytic signal constructed from the Hilbert Transform and its application in the assessment of the degree of muscle activation from surface electromyography signals (EMG). In order to do that, we used test signals, whose theoretical IF were known, and EMG data from 30 volunteers in isometric contraction of the biceps brachii in five levels of muscle force: 20, 40, 60, 80 and 100% of maximum voluntary contraction (MVC). The IF temporal evolution and its mean value were calculated for both test and EMG data and eventually compared to their spectral parameters. For the test signals, IF results agreed with the ones found in the literature. For the EMG signal, the IF depicted a light downward trend with increasing muscle strength, but bearing no statistical significance.

SUMÁRIO

Capítulo 1.....	1
1 Introdução.....	1
1.1 Objetivo.....	2
Capítulo 2	4
2 Revisão bibliográfica.....	4
2.1 Fisiologia da contração muscular.....	4
2.1.1 O sarcômero.....	4
2.1.2 A contração muscular.....	6
2.1.3 Modulação da força muscular pelo SNC.....	9
2.1.4 Sinal de eletromiografia de superfície.....	9
2.1.5 Biofeedback por eletromiografia.....	13
2.2 Processamento de sinais.....	14
2.2.1 Série e transformada de Fourier de sinais contínuos.....	14
2.2.2 Transformada de Fourier de sinais discretos (TFSD).....	16
2.2.3 Transformada discreta de Fourier (DFT) e transformada discreta rápida de Fourier (FFT).....	17
2.2.4 Distribuições tempo-frequência.....	18
2.2.5 Transformada de Hilbert.....	19
2.2.6 Sinal analítico.....	21
2.2.7 Frequência instantânea.....	24
Capítulo 3	27
3 Materiais e métodos.....	27
3.1 Sinais gerados.....	27
3.2 Banco de dados.....	28
3.3 Análise dos sinais.....	30
3.3.1 Sinais simulados.....	30
3.3.2 Sinais de EMG.....	31
3.4 Algoritmo utilizado no cômputo da FI.....	32
3.5 Análise estatística dos dados.....	32
Capítulo 4	33

4 Resultados e discussão.....	33
4.1 Sinais simulados.....	33
4.1.1 Sinais constituídos por uma senoide.....	33
4.1.2 Sinais constituídos por duas senoides.....	36
4.1.3 Sinais constituídos por 500 cossenos.....	40
4.1.4 Sinal de EMG.....	50
Capítulo 5	53
5 Conclusão.....	53
Referências Bibliográficas.....	54

Capítulo 1

1 INTRODUÇÃO

A contração muscular está associada a uma atividade elétrica na membrana da fibra muscular. Esta atividade elétrica é deflagrada por um estímulo vindo do sistema nervoso central (SNC) que, ao chegar na membrana da fibra muscular, dá origem a um potencial de ação que se propaga pela mesma ocasionando a sua contração. O conjunto formado por uma fibra nervosa e as fibras musculares por ela inervada é chamado de unidade motora (UM). O SNC controla a força muscular ao variar o número de unidades motoras recrutadas e a taxa de disparo das mesmas (KANDEL *et al.*, 2002).

O sinal de eletromiografia (EMG) representa a atividade elétrica associada à contração muscular que é captada por eletrodos na superfície da pele e pode ser entendido como o somatório dos potenciais de ação filtrados no tempo e no espaço (FARINA *et al.*, 2004).

O EMG tem sido utilizado, apresentando resultados satisfatórios, na reabilitação de pacientes com sequelas neurológicas motoras, por meio de uma técnica conhecida como *biofeedback* (BFB-EMG) (ARMAGAN *et al.*, 2003; JONSDOTTIR *et al.*, 2007). Esta técnica consiste no fornecimento em tempo real, ao paciente e terapeuta, de informações referentes ao grau de ativação muscular. Desta forma, pode-se tentar manipulá-las com o objetivo de alcançar determinada funcionalidade (BASMAJIAN, 2005). As informações fornecidas ao paciente na técnica de BFB-EMG se baseiam normalmente na evolução da amplitude, ou da energia, do sinal de EMG no domínio do tempo. Dentre as principais informações, ou parâmetros, utilizadas na prática clínica da técnica de BFB-EMG estão o valor RMS (*Root Mean Square*) e o valor médio do sinal retificado (VMR).

Sabe-se que a amplitude do sinal de EMG normalizada pela contração voluntária máxima (CVM) apresenta correlação positiva com o grau de ativação muscular (BILODEAU *et al.*, 2003; COBURN *et al.*, 2006; GERDLE *et al.*, 1991; KALLENBERG, HERMENS, 2008). Porém, a relação entre a força gerada pelo

músculo e o número de UM ativas não apresenta uma relação linear, e a isto se associam ainda certas características mecânicas do tecido muscular (PERREAULT *et al.*, 2003). Além disto, questões inerentes ao sinal de EMG e seu processo de captação sugerem que não há uma relação entre força e amplitude do sinal de EMG que possa ser generalizada entre músculos e indivíduos (FARINA *et al.*, 2010 e 2004).

Devido às restrições anteriormente expostas a terapia de BFB-EMG apresenta dificuldades em acompanhar a evolução da própria terapia e ao se tentar comparar resultados entre pacientes, havendo dificuldade em se adotar um padrão eletromiográfico a ser seguido durante o processo terapêutico.

Abordagens alternativas vêm sendo utilizadas com o intuito de contornar as limitações de estimativa da força muscular via parâmetros obtidos da análise no domínio do tempo do sinal de EMG. Algumas se baseiam na análise deste sinal no domínio da frequência e no cômputo das chamadas frequências média e mediana (BILODEAU *et al.*, 2003; GELLI *et al.*, 2007; GERDLE *et al.*, 1991; KAPLANIS *et al.*, 2009; KELLI *et al.*, 2008; RAINOLDI *et al.*, 1999). Tais abordagens são fundamentadas na hipótese que o conteúdo espectral do sinal de EMG apresente relação com o grau de ativação muscular que é modulado pelo SNC, por meio da variação do número de UM recrutadas e da taxa de disparo das mesmas (KANDEL *et al.*, 2002). Porém, resultados obtidos com as frequências média e mediana no músculo bíceps braquial são controversos. Por exemplo, GELLI *et al.* (2007) encontraram aumento da frequência mediana com o aumento da força até 70% da CVM e depois houve um declínio da mesma. KAPLANIS *et al.* (2009) e RAINOLDI *et al.* (1999) encontraram diminuição da frequência média e mediana com o aumento da força. (ALMEIDA, 2010; FARINA *et al.* 2002) não encontraram relação entre força e parâmetros espectrais do EMG.

1.1 Objetivo

Em função do previamente exposto, o objetivo deste trabalho foi estudar uma forma alternativa para se avaliar o grau de ativação muscular a partir de sinais de EMG em situação de contração isométrica, empregando a frequência instantânea (FI),

estimada via primeira derivada da fase do sinal analítico construído a partir da transformada de *Hilbert*, assim como parâmetros derivados da FI.

Para o desenvolvimento deste trabalho foram estipulados os seguintes objetivos específicos:

1. Definir teoricamente a frequência instantânea (FI) estimada via primeira derivada da fase do sinal analítico construído via transformada de *Hilbert*;
2. Elaborar uma rotina no Matlab para cômputo da FI;
3. Estudar o comportamento da FI em sinais cuja fase seja conhecida;
4. Utilizar esta ferramenta para análise dos sinais de EMG do banco de dados da dissertação de mestrado de Carolina Antunes Pereira Almeida (ALMEIDA, 2010). Tal banco de dados se refere a sinais em contração voluntária máxima (CVM) e sub-máxima (20%, 40%, 60% e 80% da CVM) em situação de isometria e força constante do músculo bíceps braquial de 30 indivíduos normais.
5. Encontrar parâmetro derivado da FI do sinal de EMG que caracterize o grau de ativação muscular e que apresente baixa variabilidade entre indivíduos.

Capítulo 2

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Fisiologia da contração muscular

O corpo humano possui três tipos de músculos, o estriado esquelético, o estriado cardíaco e o liso (LATARJET *et al.*, 1998). Devido ao foco deste estudo, será dada ênfase ao músculo estriado esquelético.

O músculo estriado esquelético apresenta, em geral, contração voluntária, ao contrário dos músculos cardíaco e liso, que apresentam contração involuntária. São constituídos basicamente por células multinucleadas denominadas fibras musculares e, na maioria das vezes, pelo tendão, que é o prolongamento do tecido que as circunda e separa. As fibras musculares possuem propriedade contrátil e geralmente inserem-se em ossos, por intermédio dos tendões, conferindo-lhes movimento (LATARJET *et al.*, 1998).

2.1.1 O sarcômero

As fibras musculares têm diâmetro de 5 a 100 μm e comprimento de 2 a 6 cm. São envoltas pelo sarcolema, um tipo de membrana plasmática, e em geral estão dispostas em paralelo, mas também podem estar dispostas em série como nos músculos longos (KANDEL *et al.*, 2002).

Cada fibra muscular possui no seu interior de centenas a milhares de miofibrilas dispostas paralelamente ao comprimento da fibra. As miofibrilas (Figura 1) são formadas pela repetição, ao longo do seu eixo longitudinal, de uma estrutura cilíndrica pequena denominada sarcômero. O sarcômero é composto por três filamentos proteicos dispostos axialmente: o filamento grosso, o filamento fino e a conectina, que estão unidos a discos proteicos transversais, o disco Z e a linha M. Dois discos Z

consecutivos delimitam o sarcômero e são compartilhados com os sarcômeros vizinhos. O sarcômero é dividido ao meio pela linha M e apresenta simetria especular. O filamento grosso origina-se na linha M e une-se ao disco Z pelo filamento conectina. O filamento fino origina-se no disco Z e não se une à linha M. Na contração muscular, os filamentos finos deslizam sobre os grossos aproximando as linhas Z do sarcômero por elas delimitado (HUXLEY, 2000). A unidade contrátil do músculo, isto é, a menor porção do músculo capaz de produzir a contração, é a metade de um sarcômero de uma única miofibrila (STEHLE *et al.*, 2009).

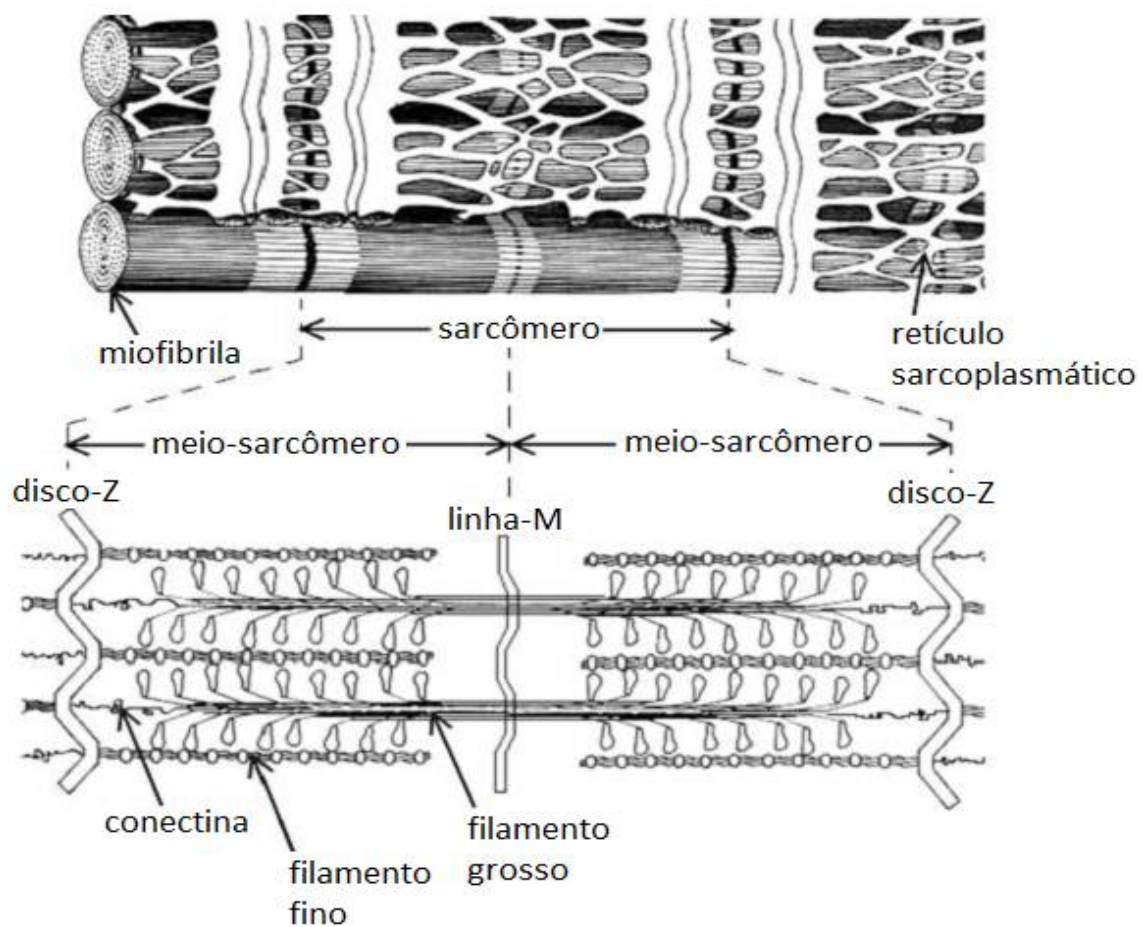


Figura 1: Esquema de parte de uma fibra muscular. Adaptado de STEHLE *et al.* (2009).

O filamento grosso é composto por moléculas de miosina. Cada molécula é composta por uma cauda e duas cabeças. As caudas se unem em forma de feixe formando o corpo do filamento (Figura 2). A parte da cauda das moléculas que se une à cabeça, se afasta do corpo da miosina para formar o braço. O braço e a cabeça da

miosina formam a estrutura chamada ponte cruzada. O corpo do filamento de miosina sofre uma rotação em torno do seu eixo maior o que possibilita que as pontes cruzadas se projetem em todas as direções (GUYTON *et al.*, 1997).

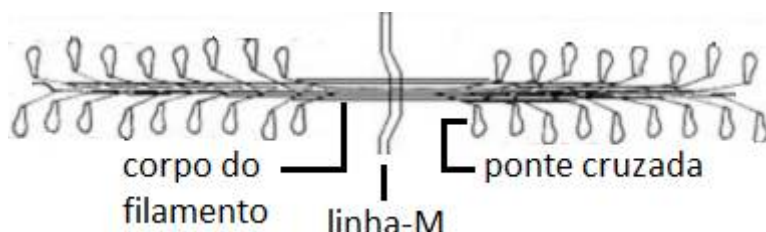


Figura 2: Esquema do filamento grosso. Adaptado de STEHLE *et al.* (2009).

O filamento fino é composto basicamente por actina e proteínas reguladoras associadas (Figura 3). Estas últimas formam os complexos troponina e tropomiosina (STEHLE *et al.*, 2009). A actina é formada por dois filamentos de polímeros de actina-F enrolados entre si em forma de dupla hélice. As cadeias de actina-F possuem sítios ativos que por sua vez possuem grande afinidade pela cabeça da miosina. As moléculas de tropomiosina encontram-se aderidas à actina nos sulcos formados pela dupla hélice. Uma molécula de tropomiosina estende-se por sete monômeros de actina ocultando seus respectivos sítios ativos. Cada molécula de tropomiosina possui uma troponina aderida. O complexo troponina é composto por três proteínas: a troponina-T, troponina-C e a troponina-I. O processo de associação e dissociação do cálcio com a troponina-C, regula a contração/relaxamento ao nível molecular e das miofibrilas (GUYTON *et al.*, 1997).



Figura 3: Esquema do filamento fino. Adaptado de STEHLE *et al.*, (2009).

2.1.2 A contração muscular

A contração muscular é desencadeada por impulsos nervosos oriundos do sistema nervoso central (SNC). As fibras musculares esqueléticas são inervadas por neurônios motores (motoneurônios) que emergem da medula espinhal ou do tronco

encefálico e ramificam-se em sua porção distal para formar várias terminações nervosas. Cada terminação de uma fibra nervosa inerva uma única fibra muscular, a essa sinapse dá-se o nome de placa motora ou junção neuromuscular. O conjunto formado por uma fibra nervosa e as fibras musculares estriadas esqueléticas por ela inervadas constituem a unidade motora funcional (KANDEL *et al.*, 2002).

O impulso nervoso, ao chegar na terminação nervosa, provoca a exocitose de acetilcolina para a fenda sináptica (Figura 4). Os receptores de acetilcolina localizados na membrana muscular, mais especificamente na abertura das pregas sub-neurais, constituem verdadeiros canais iônicos que se abrem na presença de acetilcolina. Com isso, ocorre o fluxo de íons sódio e cálcio para o interior da fibra e íons potássio para fora, ocasionando a despolarização da membrana da fibra muscular, gerando o chamado potencial de placa motora. O potencial de placa motora percorre o sarcolema nos seus dois sentidos até as extremidades da fibra e recebe o nome de potencial de ação (SHEAR *et al.*, 2009).

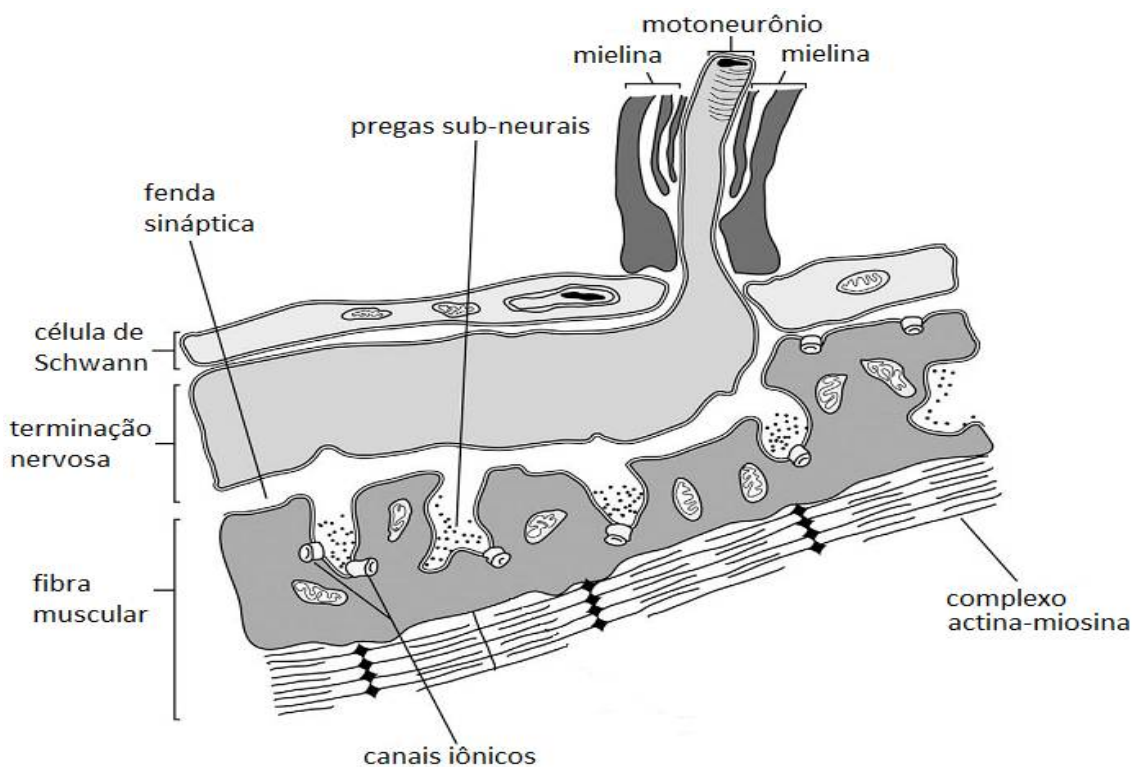


Figura 4: Esquema da junção neuromuscular. Adaptado de SHEAR *et al.* (2009).

A molécula de acetilcolina é hidrolisada pela enzima acetilcolinesterase,

enzima presente na fenda sináptica, menos de 100 μs após sua liberação na fenda sináptica, o que permite a repolarização da membrana muscular (CALDWELL 2009).

O sarcolema possui invaginações denominadas túbulos transversos (túbulos T) que possuem a função de propagar o potencial de ação no interior da fibra muscular (Figura 5), permitindo a contração de miofibrilas mais profundas. O retículo sarcoplasmático se estende paralelamente às miofibrilas e ao lado dos túbulos T formam câmaras que são chamadas cisternas terminais (KANDEL *et al.*, 2002).

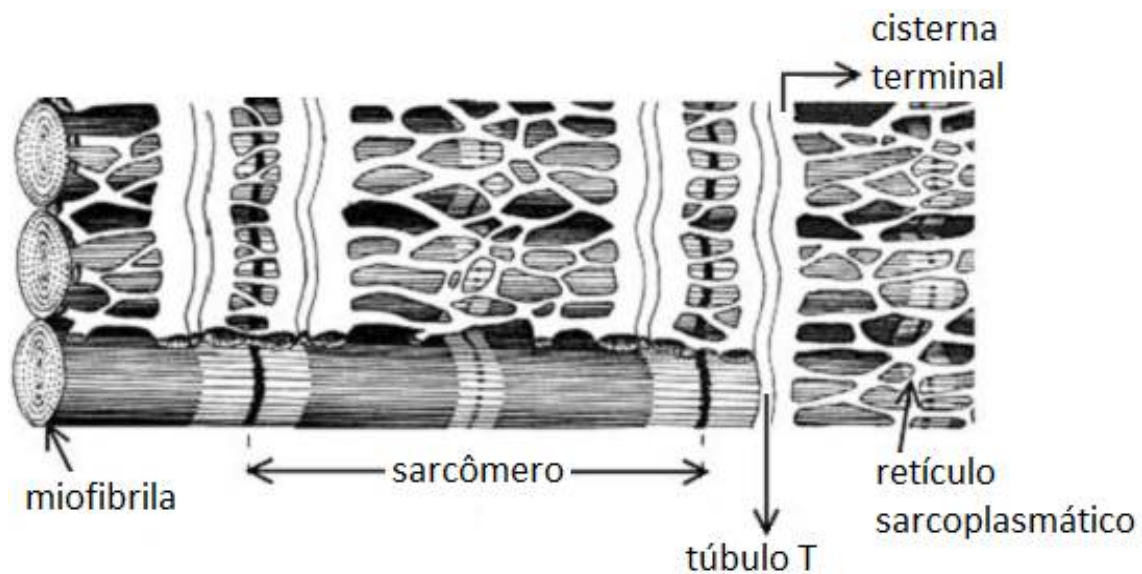


Figura 5: Esquema de parte de uma fibra muscular. Adaptado de STEHLE *et al.* (2009).

A cisterna terminal possui grande quantidade de íons cálcio no seu interior. Quando o potencial de ação passa pelo túbulo T esses íons são liberados no líquido miofibrilar. Para restaurar a concentração de cálcio no líquido miofibrilar, a bomba de cálcio permanece continuamente ativa devolvendo o cálcio para o interior do retículo sarcoplasmático (KANDEL *et al.*, 2002). A alteração na concentração de cálcio no líquido miofibrilar regula a contração e o relaxamento muscular. O aumento da concentração ocasiona a união entre o cálcio e a troponina-C o que leva a uma série de mudanças na conformação da troponina-I, da troponina-T e da tropomiosina, que ativam o filamento fino. Com isso a ponte cruzada do filamento grosso passa a interagir com o filamento fino, tracionando-o em direção ao centro do sarcômero. Essa interação é guiada pela atividade cíclica do ATP e resulta na diminuição do tamanho do sarcômero. No momento em que a concentração de cálcio no líquido miofibrilar diminui, o cálcio

se dissocia da troponina C, o filamento fino é inativado e ocorre o relaxamento muscular (STEHLE *et al.*, 2009).

2.1.3 Modulação da força muscular pelo SNC

O grau de ativação muscular é modulado pelo SNC via dois mecanismos, a saber, número de UM recrutadas e variação da taxa de disparo das mesmas.

A força desempenhada pelo músculo é composta pelo somatório das forças desempenhadas pelas UM ativas. Assim, a tensão desenvolvida pelas fibras musculares pode ser aumentada com o aumento das UM recrutadas e com o aumento da taxa de disparo, pois neste caso, um novo abalo muscular (contração ocasionada por um único estímulo nervoso) pode ocorrer antes da fibra muscular ter se recuperado do precedente (KANDEL *et al.*, 2002).

A estratégia de recrutamento de UM utilizada pelo SNC varia de músculo para músculo. Na contração do bíceps braquial a fase de recrutamento de novas UM vai até, aproximadamente, 80% da contração voluntária máxima, e de 80% a 100% ocorre variação na taxa de disparo das mesmas. Já nos músculos intrínsecos da mão, a fase de recrutamento ocorre até, aproximadamente, 40% da CVM, e de 40% a 100% ocorre a fase de variação da taxa de disparo (KUKULKA, CLAMANN, 1981).

Sabe-se que a ordem de recrutamento das UM obedece ao princípio do tamanho. O tamanho do motoneurônio tem relação direta com o número de fibras musculares por ele inervadas e com o seu limiar de excitabilidade. Com isso, conforme a força muscular aumenta, as unidades motoras são estimuladas ordenadamente das menores para as maiores. E conforme a força muscular decresce, as unidades motoras cessam sua ação em ordem inversa à de recrutamento, inicialmente as maiores e posteriormente as menores (HENNEMAN *et al.*, 1965).

2.1.4 Sinal de eletromiografia de superfície

A atividade elétrica na membrana da fibra muscular associada à contração

muscular gera um fluxo de corrente iônica através dos tecidos e líquido intersticial localizados entre a fibra ativa e os eletrodos. Este meio de propagação da corrente iônica funciona como um volume condutor não homogêneo, visto que cada tecido possui sua própria impedância (PEASE *et al.*, 2006).

O sinal de EMG captado na superfície da pele é composto pelo somatório dos potenciais de ação das unidades motoras localizadas na zona de captação do eletrodo que são filtrados pelo volume condutor. A forma, o tamanho e a distância entre os eletrodos afetam o sinal de EMG, de modo que quanto maior for o número de fibras musculares contidas na zona de captação do eletrodo maior será a amplitude do sinal. Com isso, para que os parâmetros do sinal de EMG possam ser utilizados de forma comparativa entre indivíduos e músculos, é necessário que a localização e a distância entre os eletrodos sejam padronizadas (MESIN *et al.*, 2009).

Usualmente é utilizado o arranjo bipolar dos eletrodos para captação do EMG (FARINA *et al.*, 2004). Nesta configuração, o sinal é captado por dois eletrodos e submetido a um amplificador diferencial em relação a um eletrodo de referência. Com isso, espera-se que a diferença captada nos eletrodos seja amplificada e o sinal de modo comum (ruído) seja removido.

FARINA *et al.* (2002) propuseram 20 mm como a distância inter-eletrodos ideal para análise do sinal de EMG, também é a distância recomendada pela *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) (HERMENS *et al.*, 2000). Os eletrodos devem estar localizados no meio da distância entre a junção músculo-tendão e a zona de inervação muscular (Figura 6), por ser esta a região onde o sinal captado apresenta maior amplitude. Adicionalmente os eletrodos devem estar localizados no meio do ventre muscular para evitar a captação da atividade elétrica de músculos vizinhos (DE LUCA, 1997).

Captado desta forma o EMG tem características de uma distribuição gaussiana (STULEN *et al.*, 1981) com amplitudes que variam entre 50 μV e 5 mV_{pp} ou 0 a 1,5 mV_{RMS} e a banda de frequência compreendida entre 20 e 500 Hz (BRONZINO, 1999).

É esperado ser possível extrair informações do sinal de EMG, visto que tanto a amplitude quanto o espectro de potência do sinal de EMG dependem de características

do sistema neuromuscular, isto é, propriedades da fibra muscular e da estratégia de recrutamento de UM pelo SNC (FARINA *et al.*, 2004). Além do mais, a velocidade de condução do potencial de ação, que é diretamente proporcional ao tamanho das unidades motoras, mostrou ter influência sobre as características do sinal de EMG. LINDSTROM, MAGNUSSON, (1977) conseguiram determinar esta relação através de modelo matemático. Com isto, é esperado que o incremento da força muscular repercute em mudanças no sinal de EMG.

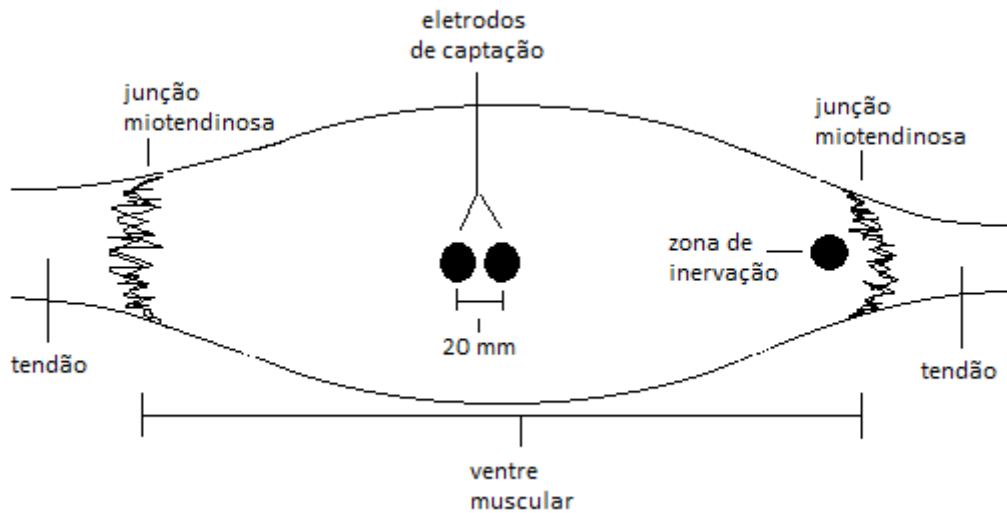


Figura 6: Esquema da localização dos eletrodos em um músculo hipotético.

As informações extraídas do sinal de EMG se baseiam em técnicas de processamento de sinais. Tais técnicas são algoritmos que visam à análise do sinal, tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência.

No domínio do tempo, são normalmente extraídos parâmetros em função da magnitude do sinal de EMG. Os parâmetros mais utilizados são o valor RMS (*Root Mean Square*) e valor médio do sinal retificado (VMR), definidos nas equações (1) e (2), respectivamente.

$$RMS_{EMG(t)} = \sqrt{\frac{1}{T} \cdot \int_T EMG^2(t) \cdot dt} \quad (1)$$

$$RMS_{EMG(t)} = \frac{1}{T} \cdot \int_T |EMG(t)| \cdot dt \quad (2)$$

onde $\int_T(\cdot)$ denota a integração em um intervalo de T unidades de tempo.

No domínio da frequência, as técnicas de processamento se baseiam no conceito da série e da transformada de *Fourier* (Jean-Baptiste-Joseph Fourier foi um matemático francês que viveu entre 1768 e 1830), pelo qual um sinal pode ser definido como uma soma ponderada de senos e cossenos com diferentes frequências. Desta forma, pode-se representar um sinal a partir de seu espectro de frequências, via magnitude ou energia das várias componentes de frequência (LATHI, 2004). De forma sintética, a representação mais utilizada neste domínio envolve o conceito de espectro de potência unilateral $S_{xx}(f)$ (equação (3)).

$$S_{xx} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \cdot E\{|X(f)|^2\}, \quad (3)$$

onde o conceito de $X(f)$ será melhor abordado na seção 2.2.3. Neste domínio são normalmente utilizadas como descritores as frequências mediana e média do espectro do sinal de EMG, definidas pelas equações (4) e (5), respectivamente.

$$\int_0^{f_{mediana}} S_{xx}(f) \cdot df = \int_{f_{mediana}}^{\infty} S_{xx}(f) \cdot df = \frac{1}{2} \cdot \int_0^{\infty} S_{xx}(f) \cdot df \quad (4)$$

$$f_{média} = \frac{\int_0^{\infty} f \cdot S_{xx}(f) \cdot df}{\int_0^{\infty} S_{xx}(f) \cdot df} \quad (5)$$

Estas informações têm sido úteis na determinação de diversas condições fisiológicas. Na contração isométrica com força constante ocorre aumento da amplitude e compressão para baixas frequências do espectro de potência do sinal de EMG em função do tempo. Tal situação está relacionada com o estado de fadiga: diminuição da velocidade de condução global das membranas das fibras musculares e sincronia das unidades motoras desencadeada pelo SNC (BARANDUN *et al.*, 2009, KNAFLITZ, BONATO, 1999, MESIN, *et al.*, 2009).

Sabe-se que a amplitude do sinal de EMG apresenta correlação positiva com o grau de ativação muscular (BILODEAU *et al.*, 2003; COBURN *et al.*, 2006; GERDLE *et al.*, 1991; KALLENBERG, HERMENS, 2008). Porém, a relação entre a força gerada

pelo músculo e o número de unidades motoras ativas não apresenta uma relação linear, associando-se ainda a isto características mecânicas do tecido muscular (PERREAULT *et al.*, 2003). Além disto, questões como espessura do tecido subcutâneo, cancelamento de fases negativas com positivas do potencial de ação e localização das unidades motoras ativas em relação aos eletrodos de captação sugerem que não há uma relação entre força e amplitude do sinal de EMG que possa ser generalizada entre músculos de um mesmo indivíduo, ou mesmo no mesmo músculo entre diferentes indivíduos (ALMEIDA, 2010; FARINA *et al.*, 2004).

Com relação ao conteúdo espectral, observam-se resultados controversos na literatura na condição de contração isométrica com força constante e voluntária do músculo bíceps braquial, tais como, por exemplo, aumento da frequência mediana com o aumento da força até 70% da CVM e depois declínio da mesma (GELLI *et al.*, 2007); diminuição da frequência mediana com o aumento da força entre 30 e 70 % da CVM (RAINOLDI *et al.*, 1999); diminuição das frequências média e mediana com o aumento da força entre 10 e 100 % da CVM KAPLANIS *et al.* (2009); estabilidade da frequência média com aumento da força entre 40 e 80 % da CVM, e entre 80 e 100 % diminuição da mesma (GABRIEL, KAMEN 2009); nenhuma relação entre força e parâmetros espectrais do EMG (ALMEIDA, 2010; FARINA *et al.*, 2002).

2.1.5 Biofeedback por eletromiografia

Como anteriormente mencionado, o sinal de EMG é normalmente utilizado em reabilitação associado à técnica de *Biofeedback* por eletromiografia (BFB-EMG). Esta técnica consiste no fornecimento em tempo real, ao paciente e ao terapeuta, de informações sobre seus processos fisiológicos que são disponibilizadas sob a forma de sinais visuais ou sonoros. Desta forma, o terapeuta e o paciente podem realizar manipulações fisiológicas de modo que tais sinais alcancem alvos estabelecidos para melhorar uma desejada funcionalidade (BASMAJIAN, 2005). Tal técnica vem sendo aplicada em diversos campos da reabilitação, como, por exemplo, na reabilitação neurológica, onde foi verificada melhora nos padrões de marcha (JONSDOTTIR *et al.*, 2007) e na habilidade funcional da mão (ARMAGAN *et al.*, 2003) de pacientes com

deficiência motora crônica proveniente de acidente vascular encefálico tratados com a terapia de BFB-EMG.

Na prática clínica a realimentação na terapia de BFB-EMG normalmente se baseia na análise do sinal de EMG no domínio do tempo. Tais parâmetros, como já dito, apresentam grande variabilidade inter e intra sujeitos ao estimar o grau de ativação muscular e por esse motivo são utilizados normalizados pela CVM. Como no paciente não é possível estimar a CVM, o acompanhamento da evolução da terapia, a comparação dos resultados e a adoção de um padrão eletromiográfico ficam dificultados. Com o intuito de minorar esta limitação na terapia de *biofeedback* por eletromiografia, faz-se necessária a adoção de um parâmetro do sinal de EMG que apresente baixa variabilidade inter e intra sujeitos e que apresente relação com o grau de ativação muscular.

2.2 Processamento de sinais

Alguns tópicos de processamento de sinais serão brevemente abordados nos parágrafos subsequentes, de modo a facilitar o entendimento do restante do presente trabalho.

2.2.1 Série e transformada de *Fourier* de sinais contínuos

Segundo o conceito da série de *Fourier*, um sinal arbitrário $x(t)$ periódico pode ser expresso como a soma ponderada infinita de senos e cossenos, funções ortogonais (LATHI, 2004). A esta soma dá-se o nome de série trigonométrica de *Fourier*, equação (6).

$$x(t) = \sum_{n=0}^{\infty} [a_n \cdot \cos(n \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot t) + b_n \cdot \sen(n \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot t)] \quad (6)$$

Os coeficientes a e b da série trigonométrica de *Fourier*, expressos nas equações (7) e (8), são fatores que ponderam a contribuição de cada componente de frequência com o intuito de que a série represente o sinal com o menor erro possível.

$$a_n = \frac{2}{T_0} \cdot \int_{T_0} x(t) \cdot \cos(n \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot t) \cdot dt \quad (7)$$

$$b_n = \frac{2}{T_0} \cdot \int_{T_0} x(t) \cdot \text{sen}(n \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot t) \cdot dt, \quad (8)$$

onde $\int_{T_0}(\cdot)$ denota a integração em um período de T_0 unidades de tempo, e f_0 é a frequência fundamental do sinal, cuja relação com T_0 é expressa na equação (9).

$$T_0 = \frac{1}{f_0} \quad (9)$$

A série trigonométrica de *Fourier* assume o sinal $x(t)$ como sendo um sinal periódico de período T_0 . Ela é composta por componentes na frequência fundamental f_0 e nos seus harmônicos $n \cdot f_0$, com $n = 0, 2, 3, \dots, \infty$.

A fórmula de Euler (equação (10)) pode ser utilizada para simplificar a notação da série trigonométrica de *Fourier*; visto que podemos escrever senos e cossenos em termos de exponenciais complexas.

$$e^{j \cdot \theta} = \cos(\theta) + j \cdot \text{sen}(\theta), \quad (10)$$

sendo $j = \sqrt{-1}$.

Desta forma, chega-se à série exponencial de *Fourier* (LATHI, 2004) de um sinal $x(t)$ de duração T_0 unidades de tempo, descrita na equação (11).

$$x(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} F_n \cdot e^{j \cdot n \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot t}, \quad (11)$$

onde F_n são os coeficientes da série exponencial de *Fourier* (equação (12)).

$$F_n = \frac{1}{T_0} \cdot \int_{T_0} x(t) \cdot e^{-j \cdot n \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot t} \cdot dt \quad (12)$$

A relação entre as séries trigonométrica e exponencial de *Fourier* está descrita nas equações (13), (14) e (15).

$$a_n = F_n + F_{-n} \quad (13)$$

$$b_n = (F_n - F_{-n}) \cdot j \quad (14)$$

$$F_n = \frac{a_n - j \cdot b_n}{2} \quad (15)$$

A partir das séries trigonométrica e exponencial de *Fourier* pode-se representar o sinal $x(t)$ em termos dos seus componentes de frequência, o que é conhecido por espectro de *Fourier*. Tomando-se a série exponencial, o espectro de *Fourier* pode ser construído tanto pelas porções real e imaginária de F_n quanto por seu módulo e sua fase em função de $n \cdot f_0$.

Para que um sinal não periódico $x(t)$ seja representado pela série de *Fourier*, é necessário que o mesmo seja aproximado por um sinal periódico $x_{T_0}(t)$ de período T_0 unidades de tempo tal que (equação (15))

$$\lim_{T_0 \rightarrow \infty} x_{T_0}(t) = x(t) \quad (16)$$

Desta forma chega-se à transformada de *Fourier* do sinal $x(t)$ e à transformada inversa de *Fourier*, definidas nas equações (17) e (18) respectivamente

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot e^{-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot t} \cdot dt \quad (17)$$

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f) e^{j \cdot 2 \pi \cdot f \cdot t} \cdot df \quad (18)$$

2.2.2 Transformada de *Fourier* de sinais discretos (TFSD)

Para realizar o processamento de sinais contínuos no tempo em computadores digitais, é necessário que o sinal contínuo seja discretizado, isto é, deve-se coletar (amostrar) o valor do sinal periodicamente em instantes de tempo determinados e igualmente espaçados. O espectro de frequências de um sinal amostrado é semelhante ao do sinal original, porém repete-se a intervalos regulares iguais ao da frequência de amostragem (f_s). Por esta razão a f_s deve ser, pelo menos, duas vezes maior que a maior frequência do espectro do sinal. Em outras palavras, é necessário que o espectro

do sinal contínuo possua uma banda de frequência limitada à metade da f_s (LATHI, 2004).

O procedimento para representar sinais discretos por uma soma de senoides de duração infinita é semelhante ao realizado em sinais contínuos. A integral da equação (20) recebe o nome de integral de *Fourier*. A transformada de *Fourier* de sinais discretos e a transformada inversa de *Fourier* de sinais discretos são dadas pelas equações (19) e (20), respectivamente.

$$X(f) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] \cdot e^{-j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot n} \quad (19)$$

$$x[n] = \int_{-1/2}^{1/2} X(f) \cdot e^{j \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot n} \cdot df, \quad (20)$$

sendo $x[n]$ o sinal $x(t)$ discretizado tal que $x[n] = x(n \cdot \Delta t) = X(n / f_s)$ onde f_s é a frequência de amostragem.

É importante ressaltar que $X(f)$ é uma função contínua em f e periódica com período unitário, isto é, se repete a cada frequência de amostragem (LATHI, 2004).

2.2.3 Transformada discreta de *Fourier* (DFT) e transformada discreta rápida de *Fourier* (FFT)

A DFT é a discretização em frequência de $X(f)$, o que permite sua implementação em computadores digitais (LATHI, 2004). Utiliza-se o mesmo número de amostras para as frequências que o sinal apresenta no domínio do tempo. Assim obtém-se uma resolução espectral (Δf) definida pela equação (21).

$$\Delta f = \frac{f_s}{N}, \quad (21)$$

sendo N o número de amostras do sinal $x[n]$.

A relação existente entre as amostras de $x(t)$ e as amostras do seu espectro $X(f)$ está descrita nas equações (22) e (23), que são respectivamente a DFT e a DFT inversa de $x(t)$.

$$X\left(\frac{k}{N}\right) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-j \cdot n \cdot 2 \cdot \pi \cdot \frac{k}{N}} \quad (22)$$

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X\left(\frac{k}{N}\right) \cdot e^{j \cdot n \cdot 2 \cdot \pi \cdot \frac{k}{N}}, \quad (23)$$

sendo $k = 0, 1, 2, 3, \dots, N-1$, $X\left(\frac{k}{N}\right)$ o espectro $X(f)$ amostrado e $x[n]$ o sinal no tempo discretizado.

A FFT é uma família de algoritmos computacionais que otimizam o cálculo da DFT. O mais popular, *radix-2*, pode ser aplicado sempre que o número de amostras do sinal for uma potência de dois. Nos casos onde o número de amostras não é adequado para a aplicação da FFT, é possível completar o sinal com amostras nulas até que a condição seja satisfeita, o que produz um espectro amostrado em mais pontos do que as amostras do sinal original no tempo.

2.2.4 Distribuições tempo-frequência

Nas distribuições tempo-frequência deseja-se mostrar como a energia do sinal se distribui em duas dimensões, no tempo e na frequência. Nelas, a frequência instantânea é encarada como a média ponderada das frequências do sinal em um determinado instante de tempo, isto é, a frequência instantânea é o primeiro momento das distribuições tempo-frequência e, portanto, fornece informação acerca da concentração energética do espectro do sinal em função do tempo (BOASHASH, 2003).

Uma característica das distribuições tempo frequência é a presença de valores espúrios devido aos chamados termos cruzados (componentes de frequência que não pertencem ao sinal em estudo). A presença desses termos cruzados é o resultado da própria natureza das distribuições tempo-frequência, apesar de algumas distribuições terem como objetivo minimizá-los (COHEN, 1989).

Algumas distribuições tempo-frequência vêm sendo utilizadas na análise do sinal de EMG, dentre elas pode-se citar a *Wavelet*, *Cohen-Posh*, *Choi-Williams*, *Wigner-Ville* e *Short-Time Fourier Transform* (STFT). A STFT é a transformada de *Fourier* de

um sinal multiplicado por uma janela. Esta última desliza por todo o sinal fornecendo o espectro do sinal ao longo do tempo. O quadrado da magnitude da STFT é chamado de espectrograma (BOASHASH, 2003).

A *Wavelet* é outro tipo de transformada tempo-frequência, cuja resolução temporal varia ao longo da escala, parâmetro associado ao conceito da frequência (DRONGELEN, 2006). Em contração isométrica dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femural, com força variando em rampa de 10 até 100 % da CVM, a frequência instantânea estimada utilizando-se a *Wavelet* apresentou relação direta com o aumento da força muscular e não apresentou diferença estatisticamente significativa entre os sexos (KARLSSON, GERDLE, 2001).

A *Choi-Williams* é uma distribuição tempo-frequência que foi proposta com o objetivo de reduzir os termos cruzados e pertence à chamada classe de *Cohen*: o núcleo destas distribuições não varia no tempo nem na frequência (KNAFLITZ, M; BONATO, P, 1999) A *Cohen-Posh* é derivada da *Choi-Williams* utilizando-se um algoritmo iterativo que ajusta a distribuição a fim de satisfazer as condições marginais (BONATO, et al., 2002). Em decorrência do estado de fadiga, ocorreu decréscimo da frequência instantânea em função do tempo quando estimada utilizando-se a *Choi-Williams* em contrações dinâmicas cíclicas (BONATO et al., 2001; KNAFLITZ, BONATO, 1999) e quando estimada utilizando-se a *Cohen-Posh* em contrações dinâmicas repetitivas (BONATO et al., 2002).

2.2.5 Transformada de *Hilbert*

A transformada de *Hilbert* de um sinal $x(t)$, definida na equação (24), nada mais é do que a integral de convolução de $x(t)$ com $\frac{1}{\pi \cdot t}$ (BENDAT, PIERSOL, 2000).

$$H\{x(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t-\tau) \cdot \frac{1}{\pi \cdot \tau} \cdot d\tau \quad (24)$$

Aplicando-se a propriedade da convolução na equação (24), chega-se à equação (25).

$$F\{H[x(t)]\} = X(f) \cdot F\left\{\frac{1}{\pi \cdot t}\right\} \quad (25)$$

Como a transformada de *Fourier* de $\frac{1}{\pi \cdot t}$ é $-j \cdot \text{sgn}(f)$, e $\text{sgn}(\cdot)$ é a função sinal definida pelas equações (26), (27) e (28)

$$\text{sgn}(f) = 0 \text{ para } f = 0 \quad (26)$$

$$\text{sgn}(f) = 1 \text{ para } f > 0 \quad (27)$$

$$\text{sgn}(f) = -1 \text{ para } f < 0, \quad (28)$$

a equação (25) pode ser reescrita como nas equações (29), (30) e (31).

$$F\{H[x(t)]\} = -X(f) \cdot j \cdot \text{sgn}(f) \quad (29)$$

$$F\{H[x(t)]\} = -X(f) \cdot j = X(f) \cdot e^{-\frac{j \cdot \pi}{2}}, \text{ para } f > 0 \quad (30)$$

$$F\{H[x(t)]\} = X(f) \cdot j = X(f) \cdot e^{\frac{j \cdot \pi}{2}}, \text{ para } f < 0 \quad (31)$$

Aplicando-se a propriedade da convolução na definição da transformada de *Hilbert*, a mesma passa a ser encarada como um processo de filtragem, cuja resposta impulsiva ($h(t)$) é $\frac{1}{\pi \cdot t}$. Desta forma, a discretização da transformada de *Hilbert* pode ser feita com base na equação (32) e na discretização da transformada de *Fourier* (equação 22).

$$H\{x(t)\} = F^{-1}\{X(f) \cdot H(f)\}, \quad (32)$$

onde $H(f)$ é a transformada de *Fourier* de $h(t)$ e $X(f)$ é a transformada de *Fourier* de $x(t)$.

Abaixo são listadas algumas propriedades da transformada de *Hilbert* (BENDAT, PIERSOL, 2000).

1. Linearidade

$$H\{a \cdot x(t) + b \cdot y(t)\} = a \cdot H\{x(t)\} + b \cdot H\{y(t)\}, \quad (33)$$

com a e b constantes.

2. Transformada de *Hilbert* da transformada de *Hilbert*

$$H\{H[x(t)]\} = -x(t) \quad (34)$$

3. Propriedade das funções pares e ímpares

Se $x(t)$ for uma função par, $H[x(t)]$ é ímpar.

Se $x(t)$ for uma função ímpar, $H[x(t)]$ é par.

4. Propriedade da energia

$$\int_{-\infty}^{\infty} [x(t)]^2 \cdot dt = \int_{-\infty}^{\infty} [H[x(t)]]^2 \cdot dt \quad (35)$$

Um sinal $x(t)$ e sua transformada de *Hilbert* possuem a mesma energia.

5. Propriedade da ortogonalidade

$$\int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot H\{x(t)\} \cdot dt = 0 \quad (36)$$

Um sinal $x(t)$ e sua transformada de *Hilbert* são ortogonais.

6. Propriedade da convolução

$$H\{x(t) * y(t)\} = H\{x(t)\} * H\{y(t)\} \quad (37)$$

2.2.6 Sinal analítico

A representação de um sinal real $x(t)$ pela sua transformada de *Fourier* envolve o emprego de frequências negativas. O espectro de frequências, entretanto, sempre apresenta algum tipo de simetria com relação à origem. Assim, estas frequências negativas podem ser descartadas sem perda de informação. Sinais que não possuem componentes de frequência negativos são, obrigatoriamente, sinais complexos, chamados de sinais analíticos. Esta representação pode ser considerada uma generalização do conceito de fasor e pode ser aplicada a sinais com amplitude e

frequência variáveis. Desta forma, a transformação de um sinal qualquer em um sinal analítico equivalente pode facilitar algumas análises e manipulações, principalmente no que diz respeito às modulações do sinal. Nesta seção é apresentada uma forma de obter facilmente um sinal analítico a partir de um sinal real.

Seja $x(t)$ um sinal real definido na equação (38).

$$x(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega) \cdot e^{j \cdot \omega \cdot t} \cdot d \omega, \quad (38)$$

onde $X(\omega)$ é a transformada de *Fourier* de $x(t)$.

Segundo HARTMANN (1997) para se gerar um sinal analítico $\tilde{x}(t)$ associado a $x(t)$ sem que haja perda de informações, basta multiplicá-lo por dois e remover suas frequências negativas (equação (39)).

$$\tilde{x}(t) = \frac{2}{2 \cdot \pi} \cdot \int_0^{\infty} X(\omega) \cdot e^{j \cdot \omega \cdot t} \cdot d \omega \quad (39)$$

A equação (39) pode ser reescrita (equação (43)) utilizando-se a função $\Theta(\omega)$ definida nas equações (40), (41) e (42).

$$\Theta(\omega) = 0, \quad \omega < 0 \quad (40)$$

$$\Theta(\omega) = 1, \quad \omega > 0 \quad (41)$$

$$\Theta(0) = 1/2 \quad (42)$$

$$\tilde{x}(t) = \frac{1}{\pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega) \cdot e^{j \cdot \omega \cdot t} \cdot \Theta(\omega) \cdot d \omega \quad (43)$$

Pela propriedade da convolução, o lado direito da equação (43) pode ser reescrito como na equação (44).

$$\tilde{x}(t) = 2 \cdot \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) \cdot \theta(t - \tau) \cdot d \tau, \quad (44)$$

onde $\theta(t)$, definida na equação (45), é a transformada de *Fourier* inversa de $\Theta(\omega)$.

$$\theta(t) = \frac{1}{2} \cdot \delta(t) + \frac{j}{2 \cdot \pi} \cdot \frac{1}{t} \quad (45)$$

Substituindo a equação (45) na (44), chega-se à equação (46).

$$\tilde{x}(t) = 2 \cdot \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) \cdot \left[\frac{1}{2} \cdot \delta(t-\tau) + \frac{j}{2 \cdot \pi} \cdot \frac{1}{(t-\tau)} \right] \cdot d\tau \quad (46)$$

Desenvolvendo a equação (46), chega-se na equação (47), ou ainda na equação (48).

$$\tilde{x}(t) = x(t) + j \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{\pi \cdot (t-\tau)} \cdot d\tau \quad (47)$$

$$\tilde{x}(t) = x(t) + j \cdot H\{x(t)\} \quad (48)$$

Conclui-se que o sinal analítico construído corresponde a um sinal complexo cujas porções real e imaginária estão relacionadas entre si, isto é, a porção imaginária é a transformada de *Hilbert* da porção real.

O sinal analítico pode ser escrito na forma da equação (48) ou na forma da equação (49).

$$\tilde{x}(t) = E(t) \cdot e^{j \cdot \psi(t)}, \quad (49)$$

onde $E(t)$ é a amplitude e $\psi(t)$ a fase do sinal analítico.

A partir da construção do sinal analítico, o sinal real a ele associado passa a ser descrito por duas novas funções, a amplitude (envelope) e a fase (BOASHASH, 2003).

O envelope, $E(t)$, é estimado a partir da amplitude do sinal analítico como expresso na equação (50).

$$E(t) = |\tilde{x}(t)| = |x(t) + j \cdot H\{x(t)\}| = \sqrt{x^2(t) + [H\{x(t)\}]^2}, \quad (50)$$

onde $|\cdot|$ corresponde ao valor absoluto ou módulo.

A partir da fase do sinal analítico (equação (51)) encontra-se a frequência instantânea (FI(t)) definida como a sua primeira derivada no tempo (equação (52)).

$$\psi(t) = \arctg\left(\frac{H\{x(t)\}}{x(t)}\right) \quad (51)$$

$$FI(t) = \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{d\psi(t)}{dt} \quad (52)$$

2.2.7 Frequência instantânea

A frequência de um sinal senoidal é definida como o número de ciclos ou repetições que acontecem em um determinado intervalo de tempo (BOASHASH, 1992). Portanto, para que a mesma seja caracterizada, é necessário que transcorra, no mínimo, o tempo de um ciclo, isto é, um período. Consequentemente, o termo frequência instantânea contrapõe-se à definição de frequência por romper com a ideia de período. O conceito da frequência instantânea é aplicado em sinais modulados na frequência (FM), correspondendo à frequência do sinal senoidal que melhor se aproxima do sinal FM no instante de tempo em estudo (LATHI, 2004).

Nas distribuições tempo-frequência, a frequência instantânea é o primeiro momento da distribuição e, portanto, fornece informação acerca da concentração energética do espectro do sinal em função do tempo (BOASHASH, 2003).

No caso do sinal em estudo ser uma única senoide FM, a FI é facilmente estimada e corresponde à lei de modulação do sinal. É importante salientar que quando o sinal é constituído pela soma de senoides FM, a soma das FI não corresponde à FI da soma das senoides FM (BOASHASH, 2003). De fato, MANDEL (1974), utilizou alguns sinais para mostrar que não há uma relação óbvia entre a FI e a frequência espectral média. Utilizando um sinal constituído por duas senoides cujas respectivas frequências são sabidamente constantes, verificou que a $FI(t)$ apresenta um comportamento oscilatório ao redor de uma frequência média, assumindo valores não compreendidos na banda de frequência do sinal. Além do mais, este comportamento oscilatório normalmente não é simétrico, isto é, a $FI(t)$ vai oscilar mais na direção da componente que possui maior amplitude. Concluiu que a FI e as “frequências de Fourier” representam grandezas diferentes e a que melhor caracteriza o processo vai depender da natureza do mesmo.

BOASHASH *apud* VILLE (1992) mostrou que a frequência espectral média ($f_{média}$) do sinal é igual à média da FI no tempo ($FI_{média}$) (equações (53) e (54)).

$$f_{\text{média}} = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} f \cdot |Z(f)|^2 df}{\int_{-\infty}^{+\infty} |Z(f)|^2 df} \quad (53)$$

$$FI_{\text{média}} = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} FI(t) \cdot |z(t)|^2 dt}{\int_{-\infty}^{+\infty} |z(t)|^2 dt}, \quad (54)$$

onde $z(t)$ é o sinal analítico e $Z(f)$ sua transformada de *Fourier*.

Porém, ao idealizar sinais não estacionários, intuitivamente é esperado que o sinal analítico (equação (49)) a ele associado apresente uma representação espectral cujo espectro da envoltória $E(t)$, por ser real, seja simétrico e centrado na FI. OLIVEIRA, BARROSO (1998) afirmaram que se pode esperar um significado fisicamente razoável no cômputo da FI se o espectro de $E(t)$ for simétrico ao redor da frequência média. Eles demonstraram que para sinais constituídos pela soma de duas ou três senoides, a simetria espectral garante um significado físico aceitável. WONCHUL, LOUGHLIN (1999) demonstraram por indução que este resultado é válido para sinais constituídos pela soma de n senoides, indicando inclusive a utilização do espectrograma para os sinais que não possuem simetria espectral.

Outra questão associada ao comportamento da FI se verifica na equação (55) obtida substituindo-se a equação (51) na equação (52). Desenvolvendo a equação 55 obtêm-se a equação (56) e finalmente a equação (57).

$$FI(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \frac{d}{dt} \left\{ \arctg \left(\frac{H\{x(t)\}}{x(t)} \right) \right\} \quad (55)$$

$$FI(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \frac{1}{\left(\frac{H\{x(t)\}}{x(t)} \right)^2 + 1} \cdot \left[\frac{\frac{d}{dt} \cdot (H\{x(t)\})}{x(t)} - \frac{H\{x(t)\}}{(x(t))^2} \right] \quad (56)$$

$$FI(t) = \frac{x(t) \cdot \frac{d}{dt} (H\{x(t)\}) - H\{x(t)\} \cdot \frac{d}{dt} (x(t))}{(x(t))^2 + (H\{x(t)\})^2} \quad (57)$$

O denominador da equação (57) é o quadrado da amplitude do sinal analítico. Portanto, a função $FI(t)$ não está definida quando a amplitude do sinal analítico é zero e o limite da $FI(t)$ quando a amplitude do sinal analítico tende a zero é uma indeterminação. Neste trabalho será utilizada a média da $FI(t)$ ponderada pela amplitude do sinal analítico ao quadrado (equação 54), com isto, espera-se encontrar a igualdade entre as equações (53) e (54) e portanto minorar o comportamento oscilatório da $FI(t)$.

Há relato na literatura (GEORGAKIS *et al.*, 2003) do uso da FI na estimação do estado de fadiga muscular. Neste trabalho foi calculada simplesmente a média aritmética da $FI(t)$ em intervalos de tempo entre 250 ms e 2.000 ms. Os resultados mostraram que a FI média diminuiu em função do tempo em contração isométrica (60 % da CVM) sustentada (60 s) do vasto lateral. Além do mais, sua estimativa apresentou um comportamento estável em relação ao tamanho da janela utilizada quando comparada com a frequência média e a mediana espectral

Capítulo 3

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Inicialmente este trabalho estudou a ferramenta de análise de sinais baseada na FI definida como a primeira derivada da fase do sinal analítico associado a um sinal real. Para tanto, foram gerados sinais de teste cujas fases e espectros eram conhecidos. Posteriormente esta ferramenta foi aplicada na análise do sinal de EMG do músculo bíceps braquial em contração isométrica com o intuito de estimar o nível de ativação muscular.

3.1 Sinais gerados

Os sinais de teste foram gerados no programa computacional Matlab versão 6.5 (The MathWorks, Inc). Estes sinais, $s(t)$, possuíam taxa de amostragem de 4.000 Hz e duração de 10 s. Foi determinada esta taxa de amostragem por ser a mesma utilizada na coleta do sinal de EMG e a banda de frequência dos sinais foi determinada de forma a estar contida na banda de frequência do sinal de EMG. Seguem as informações sobre os sinais de teste gerados.

- 1- Sinal constituído por uma única senóide com frequência f constante (equação (58)):

$$s(t) = A(t) \cdot \cos\left(2 \cdot \pi \cdot \int_0^t f(t) dt\right), \quad (58)$$

onde $f(t)$ é a lei de modulação na frequência e $A(t)$ é a amplitude do sinal.

Neste caso foram geradas três modulações: (a) modulação na frequência que cresce e decresce linear e periodicamente com período de 0,5 s; (b) modulação monotonicamente crescente na frequência; e (c) modulação senoidal na frequência.

- 2- Sinal constituído pela soma de n senóides (equação (59)):

$$s(t) = \sum_{i=1}^n A_i \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot f_i \cdot t), \quad (59)$$

onde f_i corresponde à frequência e A_i corresponde à amplitude do i ésimo componente do sinal.

Foram gerados sinais com $n=1, 2$ e 500 .

Inicialmente foram gerados três sinais com $n = 500$, um com espectro simétrico e dois com espectro assimétrico. As f_i mantiveram-se constantes ao longo do tempo tanto no sinal com espectro simétrico quanto nos sinais com espectro assimétrico. Para o sinal simétrico, as f_i foram determinadas aleatoriamente seguindo uma distribuição normal, para os sinais assimétricos foram determinadas também aleatoriamente, porém seguindo uma distribuição exponencial. Posteriormente, foram gerados mais três sinais a partir das f_i acima descritas, porém com estas variando monotonicamente crescente em função do tempo.

Para quantificar o erro entre a FI teórica (aquela conhecida e estabelecida na geração dos sinais) e a FI estimada (aquela estimativa pela técnica em estudo) foi criada uma variável erro (equação (60)).

$$\text{erro} = \frac{\sqrt{1/N \cdot \sum_{i=1}^N (FI_{teórica} - FI_{estimada})^2}}{1/N \cdot \sum_{i=1}^N FI_{teórica}}, \quad (60)$$

onde, como já mencionado, a FI teórica é a frequência previamente conhecida (sinais com um componente) ou, no caso dos sinais constituídos por $n \geq 2$, a média das frequências ponderada pelo quadrado da amplitude.

3.2 Banco de dados

Neste trabalho foi utilizado o banco de sinais de EMG da dissertação de mestrado de Carolina Pereira Antunes (ALMEIDA, (2010)). Tal banco de dados é constituído por sinais de EMG de 40 voluntários em cinco gradações distintas de contração isométrica do músculo bíceps braquial. Dos 40 voluntários, 37 eram destros e

3 canhotos com idades de $26,65 \pm 1,11$ anos. No entanto, os sinais de 10 voluntários foram excluídos da análise pois não apresentaram boa razão sinal ruído.

Em relação à obtenção dos dados que constituem o banco de sinais, sabe-se que para a aquisição do sinal de EMG foram utilizados eletrodos de Ag-AgCl (*Medi-trace 200, Tyco HealthCare Group, Reino Unido*) em arranjo bipolar. Antes dos eletrodos serem aplicados sobre a pele, esta foi submetida a preparo. Foram seguidas as orientações da SENIAM quanto à localização e distância inter-eletrodos de 20 mm. Para a aquisição do sinal de força foi utilizada uma célula de carga (SV50, Alfa Instrumentos, São Paulo, SP, Brasil; capacidade nominal de 50 kg, sensibilidade de $2 \text{ mV/V} \pm 10\%$). O sistema de aquisição era dotado de amplificador para eletromiografia que possui ganho total de 2.000 V/V e uma banda passante de 20-1.500 Hz; e dotado também de um conversor analógico-digital de 12 bits (NI USB 6009 – *National Instruments, Texas - EUA*) que amostrou o sinal a uma taxa de 4.000 amostras por segundo.

Sobre o protocolo de coleta dos sinais pode ser informado que todos os voluntários preencheram um formulário de Consentimento Livre Esclarecido e uma ficha de anamnese que visava a obter informações sobre atividade física, condições de saúde relevantes ao protocolo experimental e dominância de membros superiores. Foram submetidos à avaliação prévia para obtenção das medidas antropométricas: prega cutânea, circunferência e comprimento do braço.

Durante a aquisição do sinal de EMG, o voluntário permaneceu sentado em uma cadeira, com apoio lombar, dotada de “braço” articulado e ajustável para que a articulação do cotovelo fosse mantida passivamente a 90° (Figura 7). Com isto, o voluntário permaneceu sentado com pés apoiados no chão, braço ao longo do corpo, cotovelo em 90° de flexão e supinação de antebraço.

O protocolo experimental constou de uma contração voluntária em força máxima sustentada por 5 segundos, cuja média configurou a contração voluntária máxima (CVM). Com base nesta informação foram estabelecidas as cargas correspondentes às gradações 20, 40, 60, 80 e 100 % da CVM. Os voluntários eram então encorajados a realizar contrações isométricas com força constante por 10 s nas cinco gradações pré-estabelecidas; para tanto, recebiam um retorno visual que estipulava a força a ser desenvolvida e aquela realmente alcançada. A ordem de

execução das diferentes gradações de força muscular foi aleatorizada em cada voluntário e entre cada duas contrações houve um período de repouso de 3 minutos.

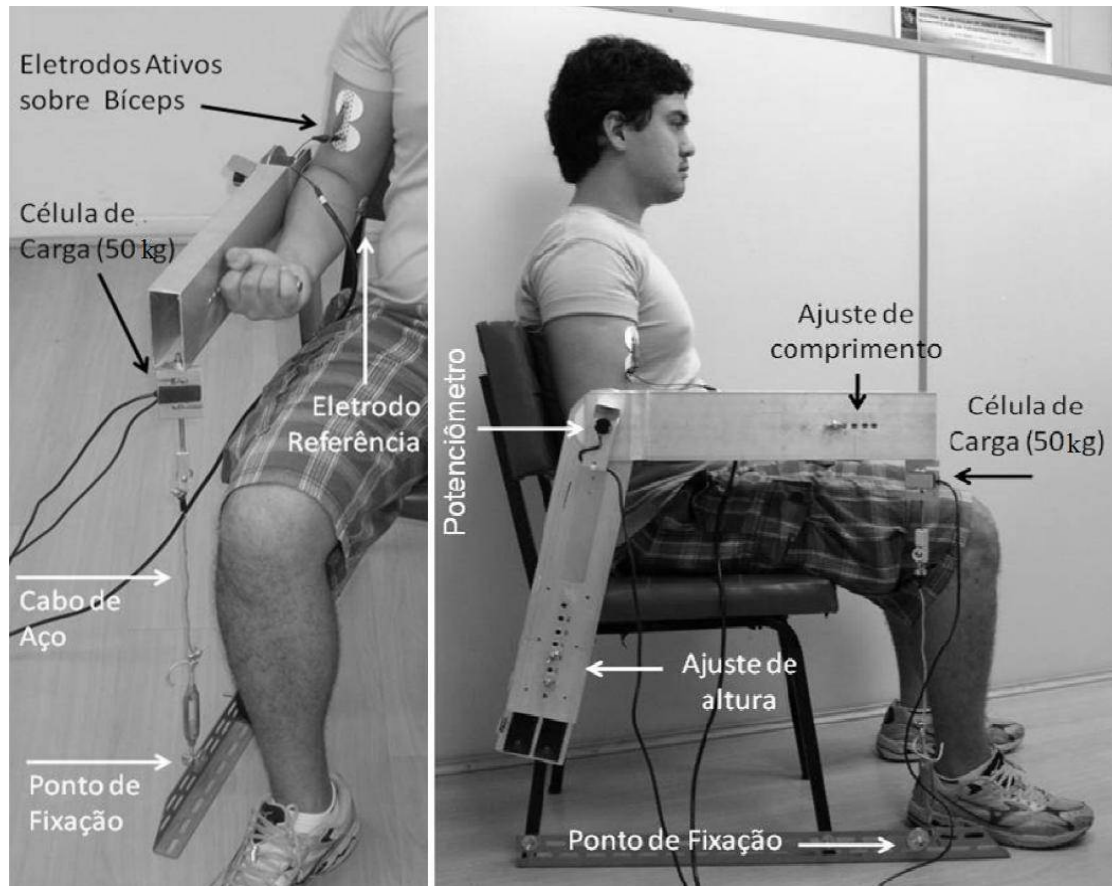


Figura 7: Cadeira especialmente projetada para o experimento e posição dos eletrodos para medição do sinal de EMG do músculo bíceps braquial.

3.3 Análise dos sinais

A análise dos sinais de teste ou do banco de sinais de EMG foi realizada em Matlab versão 6.5 (*The MathWorks, Inc*).

3.3.1 Sinais simulados

A $FI(t)$ de todos os sinais simulados foi computada pelo algoritmo descrito na Seção 3.4. A partir da $FI(t)$ foi calculada a FI média como descrito na equação (54). Para

os sinais constituídos por $n = 1, 2, 500$ senóides (equação 59), a média aritmética da FI média foi calculada em quatro intervalos de tempo diferentes, a saber: 50, 100, 200 e 500 ms. Com isto, pretendeu-se verificar a influência do tamanho da janela de observação no cômputo da FI média. Nos sinais constituídos por 500 senóides com variação monotonicamente crescente na frequência foi implementada a *Short-Time Fourier Transform* (STFT) com o intuito de comparar o seu comportamento com o da FI média. Para tanto foi utilizada a função *specgram* do Matlab com janelas *Hanning* de 160 amostras sobrepostas. Este é o tamanho ideal da janela, descrito por BOASHASH (2003), e é escolhido em função da lei de modulação do sinal, que neste caso é conhecida. Como 160 amostras correspondem a 40 ms, o sinal foi considerado estacionário neste intervalo de tempo. Destes sinais foi calculada a frequência espectral instantânea média ($f_{média}$) em função do tempo, utilizando a equação 5. A FI foi submetida à média ponderada em janelas deslizantes de 160 amostras, com o intuito de diminuir sua oscilação em função do tempo e comparar seu comportamento com o das FI teórica e estimada.

3.3.2 Sinais de EMG

Na análise do banco de sinais de EMG foram utilizados 3 s intermediários de cada sinal de EMG com o intuito de evitar a não estacionaridade devida ao aumento e diminuição da força muscular. Antes do processamento para o cômputo da FI, os sinais de EMG foram filtrados no sentido direto e reverso por um *Butterworth* de 4ª ordem passa-banda com frequências de corte em 20 Hz e 250 Hz (KNAFLITZ, MOLINARI, 2003) para tanto, foram utilizadas as funções do Matlab *filtfilt* e *butter* respectivamente. Os sinais também foram filtrados no sentido direto e reverso por um filtro *Notch* digital de 2ª ordem centrado em 60 Hz e seus 4 primeiros harmônicos, sendo que uma descrição mais detalhada deste filtro pode ser vista em ALMEIDA (2010).

Depois da filtragem, a estacionaridade dos sinais foi testada utilizando-se o *reverse arrangements test* (BENDAT, PIERSOL, 2000). Finalmente, foi computada a FI(t) dos sinais utilizando-se o algoritmo descrito na Seção 3.4. A partir da evolução temporal da FI(t), a FI média foi computada utilizando-se a equação (54). A FI média

também foi calculada com diferentes tamanhos de janela para se verificar a influência do tamanho da janela de observação na estimação da FI média.

3.4 Algoritmo utilizado no cômputo da FI

A rotina implementada para computar a FI, tanto dos sinais simulados quanto dos sinais de EMG, utiliza a função *Hilbert* do Matlab para gerar o sinal analítico associado ao sinal real de interesse como definido na equação (52). Devido ao fato da função *arctan*, necessária ao cômputo da equação (52), somente retornar ângulos entre $-\pi/2$ e $\pi/2$, utilizou-se a função *unwrap* na fase do sinal analítico com o intuito de permitir que a fase crescesse indefinidamente.

3.5 Análise estatística dos dados

Para a análise estatística dos dados foi utilizado o programa computacional R versão 2.6.2 (*The R Foundation for Statistical Computing*). A análise exploratória dos dados utilizou *boxplots* da FI. Em sequência, foi utilizado o teste *Komolgorov-Smirnov* para verificar se os dados apresentavam uma distribuição normal. Nos dados referentes aos sinais constituídos por 1 e 2 componentes, por não apresentarem uma distribuição normal, foi utilizado o teste *Kruskall-Wallis* para verificar a influência do tamanho da janela de observação na estimação da FI média. Já nos dados constituídos por 500 componentes sem modulação na frequência, por apresentarem distribuição normal, foi utilizada a ANOVA para verificar a influência do tamanho da janela na estimação da FI média. Já nos sinais constituídos por 500 senóides com modulação na frequência foi realizada análise de regressão linear. No caso dos resultados para sinais de EMG, que apresentaram distribuição normal, foram utilizados testes paramétricos para identificar o padrão de comportamento da FI nas diversas gradações de isometria muscular. Inicialmente foi utilizada a ANOVA para verificar se a FI nas diversas gradações de força muscular eram diferentes. Como a hipótese nula foi rejeitada, foi utilizado o teste de *Tukey* para identificar quais médias diferiam.

Em todos os testes estatísticos foi assumido nível de significância de 0,05.

Capítulo 4

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo foi dividido em duas partes: a primeira trata dos resultados obtidos com os sinais simulados e a segunda trata dos resultados obtidos com os sinais de EMG.

4.1 Sinais simulados

4.1.1 Sinais constituídos por uma senoide

Foram gerados três sinais (equação (59)) com $n = 1$ com frequências de 20, 50 e 130 Hz respectivamente. A FI calculada para cada um dos três sinais apresentou média igual à sua respectiva frequência teórica e apresentou desvio padrão inferior a 10^{-10} . O erro foi inferior a 10^{-12} nos três sinais. Tais resultados estão sumarizados na tabela 1.

Tabela 1: Resultados referentes aos sinais constituídos por uma senoide

f_i	FI média (Hz)	desvio padrão (Hz)	erro
20	20	$4 \cdot 10^{-11}$	$2 \cdot 10^{-12}$
50	50	10^{-10}	$2 \cdot 10^{-12}$
130	100	$3 \cdot 10^{-10}$	$2 \cdot 10^{-12}$

O tamanho da janela não interferiu no cálculo da FI média em nenhum dos três sinais. As médias das FI médias coincidiram com seus respectivos valores teóricos e o desvio padrão em todas as janelas foi inferior a 10^{-12} .

Foram gerados quatro sinais modulados na frequência (equação (58)):

1. Sinal com modulação que cresce e decresce linear e periodicamente na frequência com período igual 0,5 s, e amplitude unitária constante (Figura (8)). A frequência teórica variou entre 20 Hz e 300 Hz. O erro verificado foi de 0,1.

2. Sinal com modulação monotonicamente crescente na frequência e amplitude unitária constante (Figura 9). A frequência teórica variou seguindo uma reta com inclinação de aproximadamente 128,26 Hz/s e intercepto igual a 20 Hz. O erro verificado foi de 0,03.

3. Sinal com modulação senoidal na frequência e amplitude unitária constante (Figura 10). A frequência teórica variou entre 3 Hz e 11 Hz com período igual a 2 s. O erro verificado foi de $6 \cdot 10^{-4}$.

4. Sinal com modulação senoidal na frequência e na amplitude (Figura 11). A frequência teórica varia entre 3 Hz e 11 Hz com período igual a 2 s. O erro verificado foi de 2. Visualmente verifica-se que a FI assumiu valor absoluto elevado de forma abrupta nos instantes em que a amplitude do sinal analítico tendeu a zero, sendo esta a causa do valor do erro registrado.

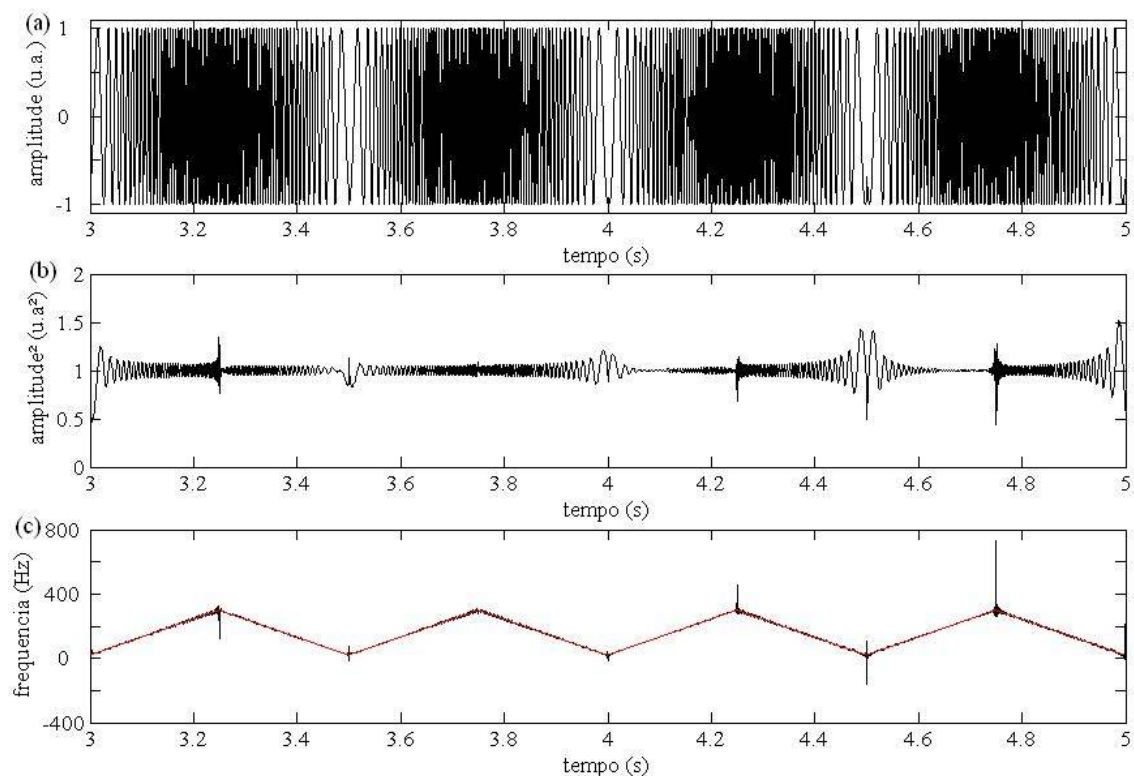


Figura 8: (a) Sinal com modulação na frequência que cresce e decresce linear e periodicamente; (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado; (c) FI teórica em vermelho e FI estimada em preto.

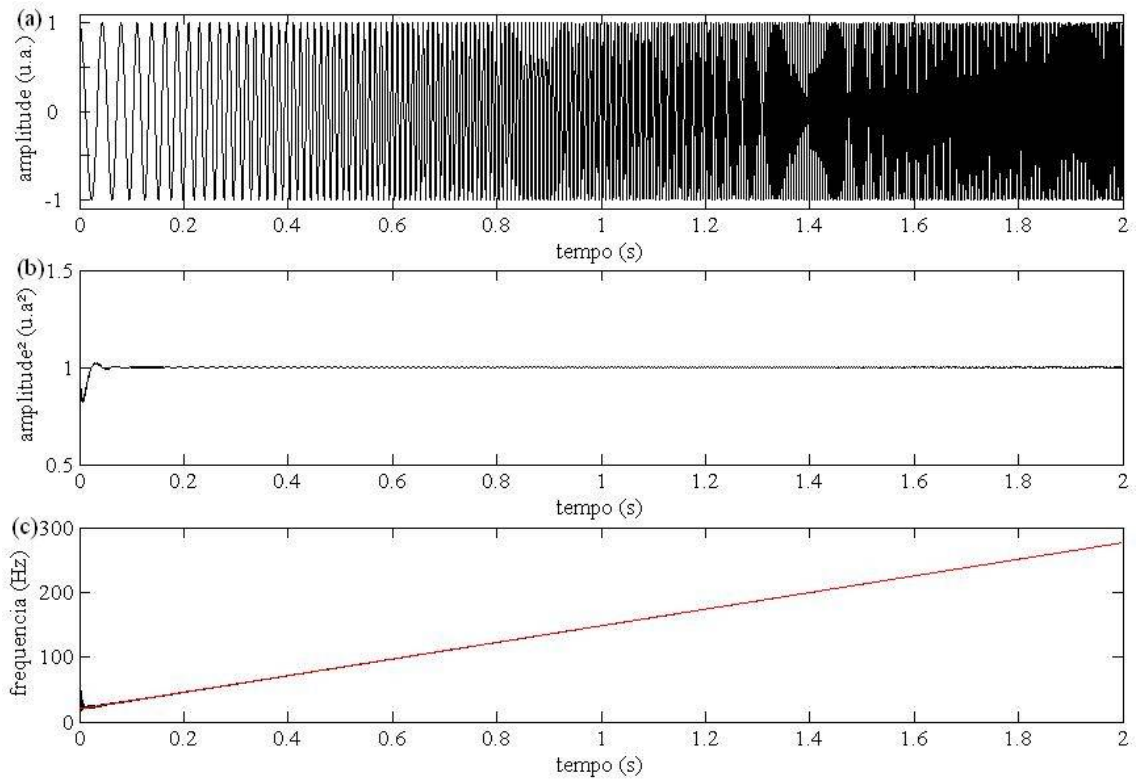


Figura 9: (a) Sinal com modulação monotonicamente crescente na frequência; (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado; (c) FI teórica em vermelho e FI estimada em preto.

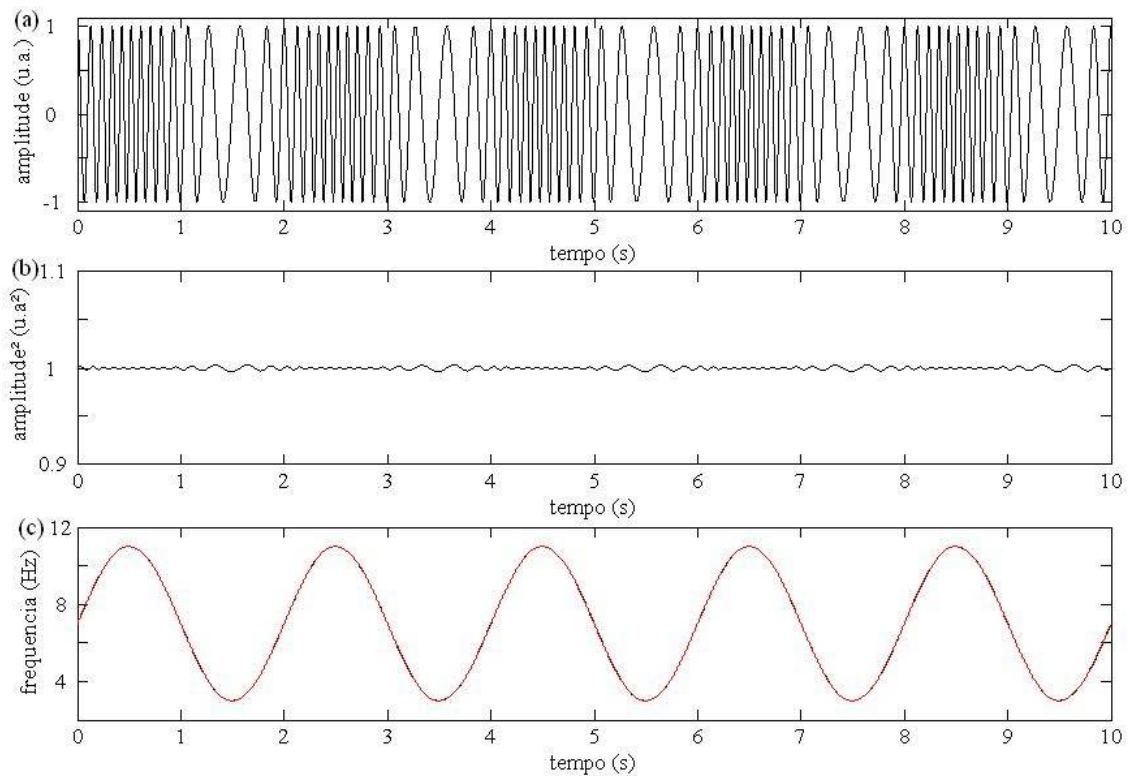


Figura 10: (a) Sinal com modulação senoidal na frequência; (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado; (c) FI teórica em vermelho e FI estimada em preto.

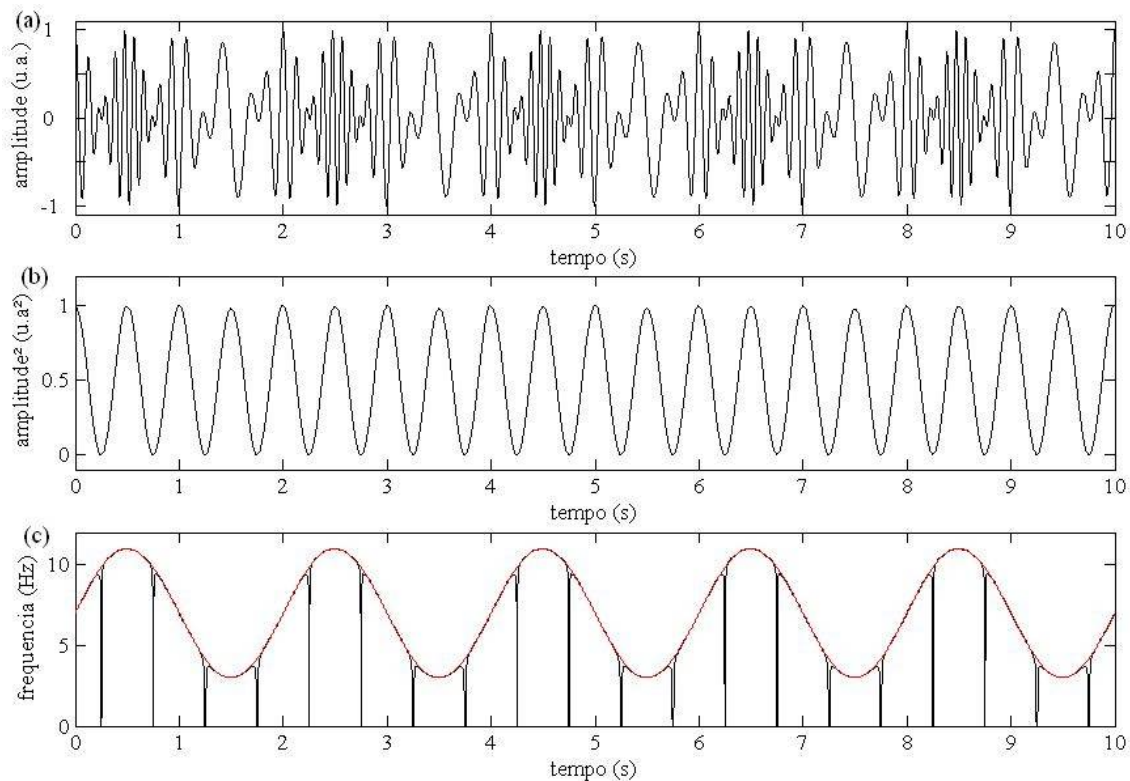


Figura 11: (a) Sinal com modulação senoidal na frequência e na amplitude; (b) amplitude do sinal analítico; (c) FI teórica em vermelho e FI estimada em preto.

Assim como proposto por BOASHASH (2003) a FI de sinais constituídos por uma única senoide é facilmente estimada e corresponde à lei de modulação do sinal. Porém, nos instantes em que o quadrado da amplitude do sinal analítico tendeu à zero, verificou-se que a FI assumiu valores absolutos elevados, aumentando o erro associado.

4.1.2 Sinais constituídos por duas senoides

Foram construídos 3 sinais (equação (59)) com $n=2$, entre os quais a diferença está na amplitude dos seus componentes (Figuras 12, 13.e 14). Estes sinais foram divididos em janelas de diferentes tamanhos (50, 100, 200 e 500 ms) para verificar a influência do tamanho da janela na estimação da FI média. Para melhor visualização, os resultados foram tabelados (Tabela 4). Verifica-se que, apesar do desvio padrão ter uma tendência de queda com o aumento da janela, não houve diferença estatística entre as FI estimadas nos tamanhos de janela estudados ($p > 0,98$).

Os gráficos das Figuras 12 (c), 13 (c) e 14 (c) foram truncados no eixo y em

valores próximos da FI teórica para melhor visualização da FI estimada nesse valor. Verifica-se que a FI estimada assume valores absolutos elevados de forma abrupta nos instantes em que a amplitude do sinal analítico tende a zero, e nos demais instantes a mesma se aproxima do valor da FI teórica. Observa-se que na Figura 13 (c) a FI excursiona mais para valores menores que a FI teórica; neste sinal a componente com 30 Hz possui amplitude maior que a componente de 100 Hz. Já na Figura 14 (c), a FI excursiona mais para valores maiores que a FI teórica; neste sinal a componente com 100 Hz possui maior amplitude que a componente com 30 Hz.

Verificou-se que a FI da soma de senóides não corresponde à soma das FI das respectivas senoides (BOASHASH, 2003). Além do mais, a FI apresentou um comportamento oscilatório assimétrico em relação a uma frequência média, neste caso a FI teórica, assumindo valores não compreendidos na banda de frequência do sinal e excursionando mais no sentido da frequência da componente que possui maior amplitude (MANDEL, 1974).

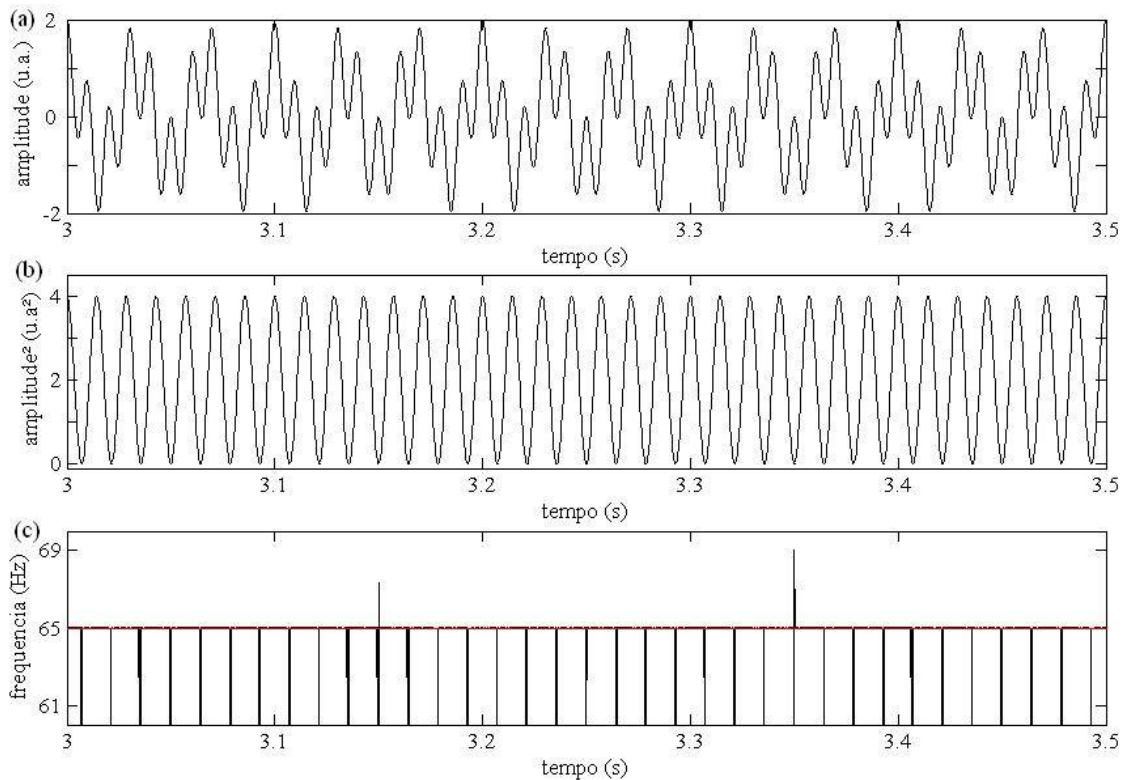


Figura 12: (a) Sinal no tempo ($A_1=1$, $f_1=30$, $A_2=1$, $f_2=100$); (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado; (c) FI teórica em vermelho e FI estimada em preto.

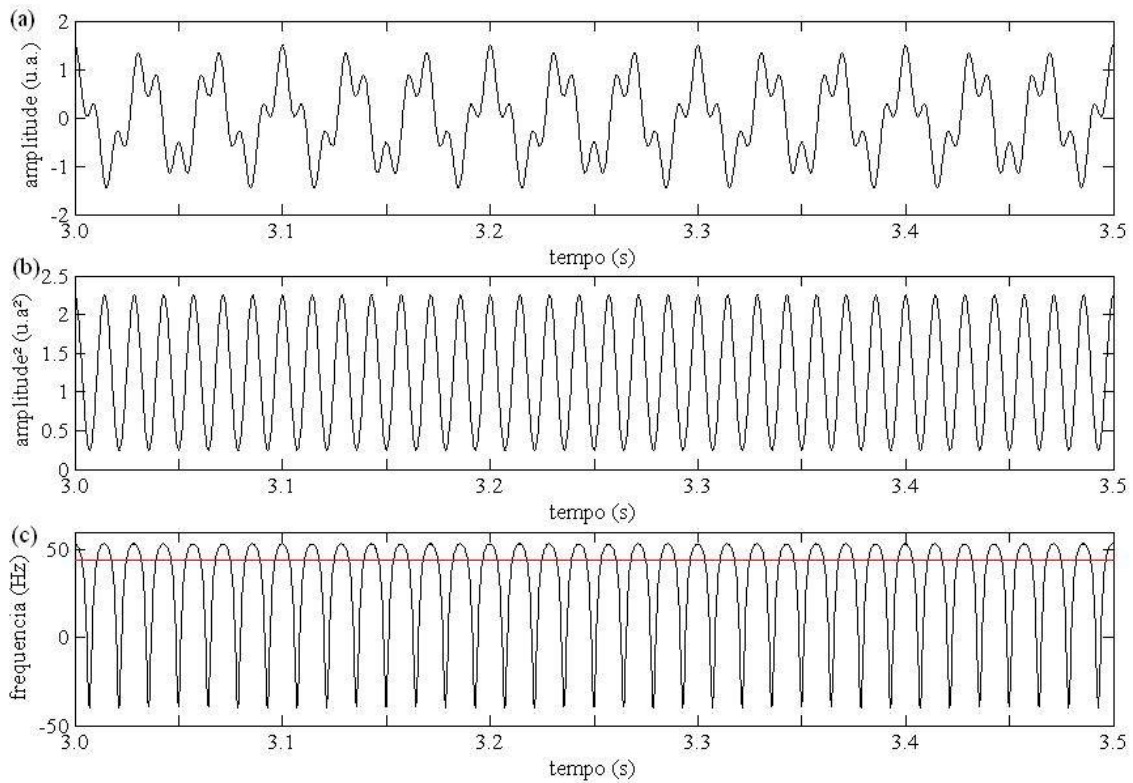


Figura 13: (a) Sinal no tempo ($A_1=1$, $f_1=30$, $A_2=0,5$, $f_2=100$); (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado; (c) FI teórica em vermelho e FI estimada em preto.

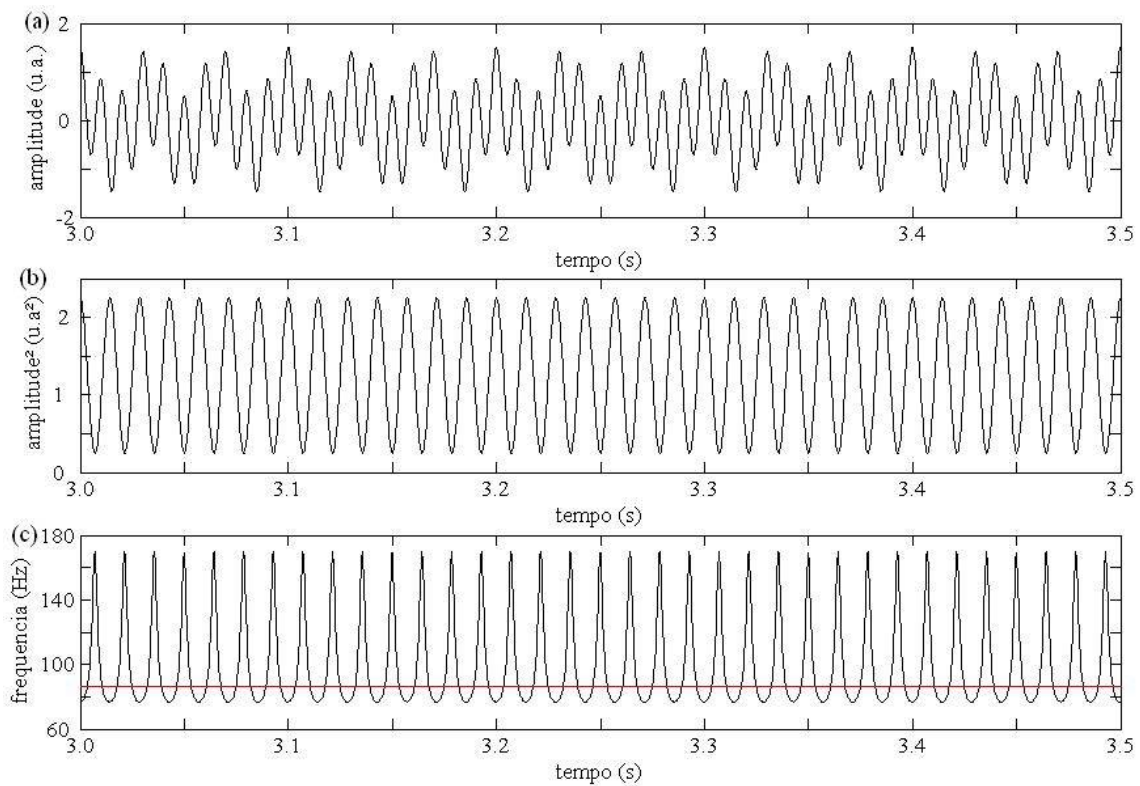


Figura 14: (a) Sinal no tempo ($A_1=0,5$, $f_1=30$, $A_2=1$, $f_2=100$); (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado; (c) FI teórica em vermelho e FI estimada em preto.

Tabela 2: Resultados referentes aos sinais constituídos por duas senóides

		Tamanho da Janela														
A_1	f_1	A_2	f_2	Fi_t	FI_e	Erro	50 ms		100 ms		200 ms		500 ms		Valor-p	Figura
							M	DP	M	DP	M	DP	M	DP		
1	30	1	100	65	65	4	64,92	7.10 ⁻²	64,915	8.10 ⁻³	64,915	6.10 ⁻³	64,915	6.10 ⁻³	0,98	12
1	30	0,5	100	44	44,0	0,7	43,97	3.10 ⁻²	44	2.10 ⁻⁵	44	2.10 ⁻⁵	44	1.10 ⁻⁵	0,99	13
0,5	30	1	100	86	86,0	0,4	86,03	0,03	86,03	3.10 ⁻⁵	83,03	2.10 ⁻⁵	83,03	1.10 ⁻⁵	0,99	14

DP – desvio padrão; M – média; Fit – Fit teórica; Fe - Fiestimada média.

4.1.3 Sinais constituídos por 500 cossenos

Com o intuito de analisar o efeito da simetria espectral no cômputo da FI, foram gerados seis sinais utilizando-se a equação (59), com $n=500$. Inicialmente, foram gerados três sinais, um com as f_i dos seus componentes seguindo uma distribuição simétrica (Figura 16) e os dos outros dois seguindo uma distribuição assimétrica (Figura 17 e 18). O histograma das f_i dos sinais pode ser visualizado na Figura 15. Deve-se notar que a assimetria na distribuição das f_i constituintes do sinal assimétrico 2 é maior que a do sinal assimétrico 1. Para mensurar a assimetria foi utilizada a distância entre a média e a mediana de cada um dos histogramas, quanto maior a distância maior a assimetria do histograma (Tabela 3). Durante toda a duração do sinal as f_i mantiveram-se constantes. Posteriormente foram gerados mais três sinais com os mesmos componentes dos sinais precedentes, porém as componentes sofreram modulação monotonicamente crescente na frequência.

Tabela 3: Média, mediana e diferença entre a média e a mediana dos histogramas dos sinais assimétrico 1 e assimétrico 2

Sinal	média (Hz)	mediana (Hz)	(média – mediana) (Hz)
Assimétrico 1	67,03	48,44	18,59
Assimétrico 2	134,07	96,87	37,20

Nas Figuras 16, 17 e 18 pode-se verificar que a dispersão da FI estimada em relação à FI teórica aumenta à medida que o espectro do sinal se torna mais assimétrico. Isto pode ser verificado na variável erro associada a cada um dos sinais (Tabela 2).

Posteriormente estes sinais foram divididos em janelas de 50, 100, 200 e 500 ms e, apesar do desvio padrão da FI média diminuir com o aumento da janela, não foi verificada diferença estatística na estimativa da FI média em função do tamanho da janela (valor $p > 0,67$). Deve-se notar que o desvio padrão da FI média aumenta com a assimetria do sinal. Os resultados estão apresentados na Tabela 4.

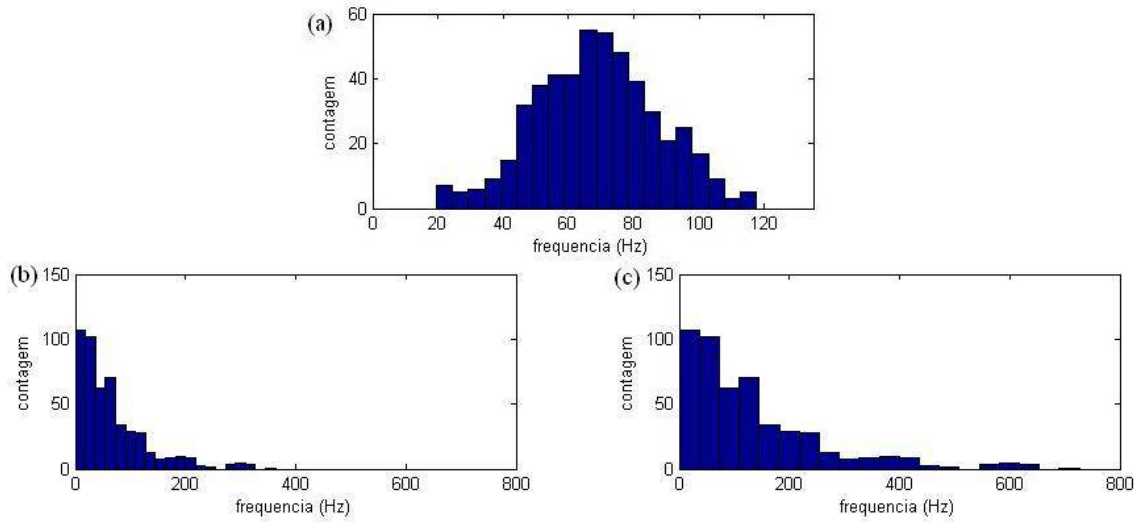


Figura 15: Histograma das f_i aleatoriamente distribuídas seguindo uma distribuição: (a) normal; e seguindo uma distribuição exponencial: (b) sinal assimétrico 1 e (c) sinal assimétrico 2.

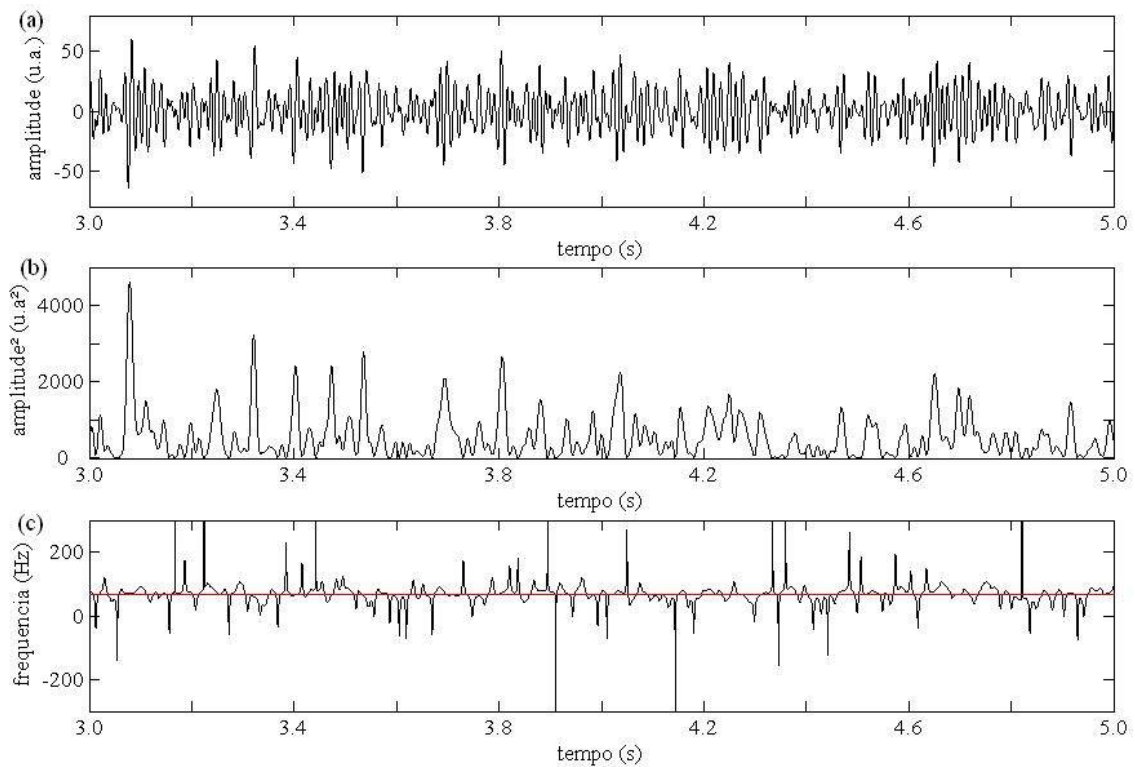


Figura 16: (a) Sinal no tempo no qual as f_i de seus componentes possuem distribuição simétrica; (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado; (c) FI teórica em vermelho e FI estimada em preto.

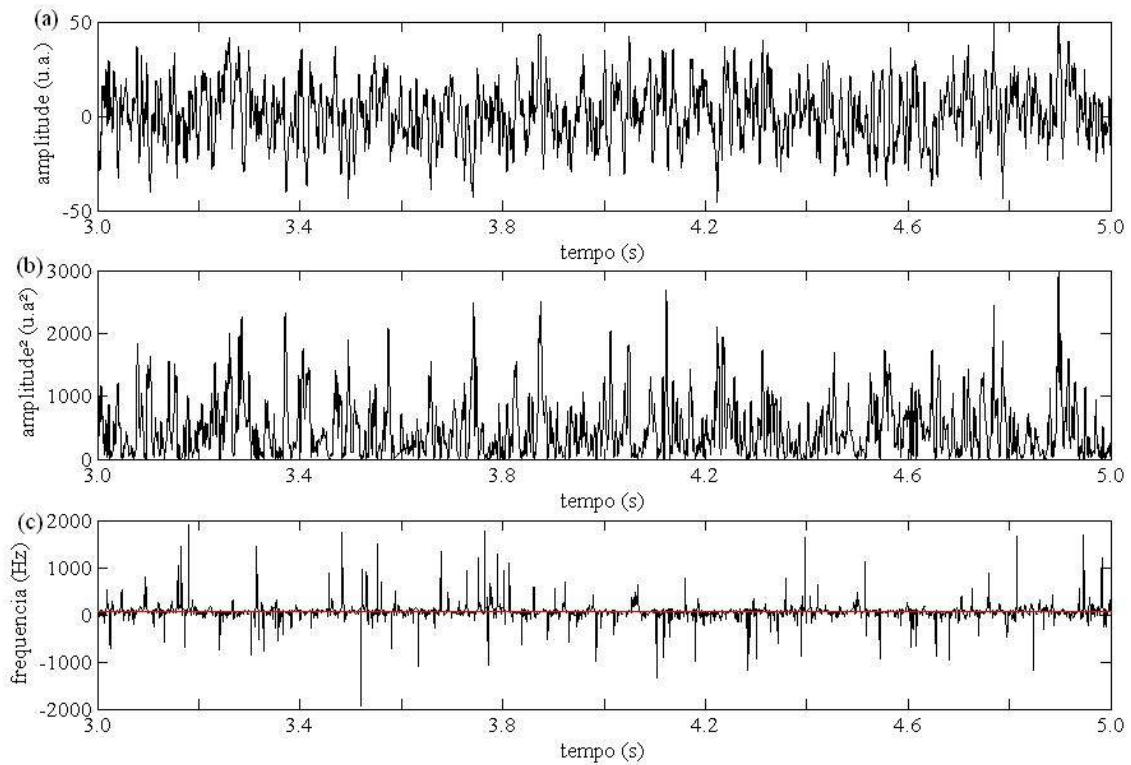


Figura 17: (a) Sinal no tempo no qual as f_i de seus componentes possuem distribuição assimétrica (sinal assimétrico 1); (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado; (c) FI teórica em vermelho e FI estimada em preto.

Ao contrário do proposto por WONCHUL *et al.*, (1999), a assimetria espectral dos sinais estudados não interferiu na igualdade entre a FI média e a $f_{média}$, assim como havia sido proposto por BOASHASH *apud* VILLE (1992). Isto pode ser verificado na fração da FI teórica associada à diferença entre a FI teórica e a FI estimada, que é de aproximadamente 2, 3 e 1 % para os sinais simétrico, assimétrico 1 e assimétrico 2, respectivamente.

Cada um dos três seguintes sinais, Figuras 19, 22 e 25, é constituído pelas F_i apresentadas na Figura 15(a), 15(b) e 15(c), respectivamente. Porém, nestes sinais, os componentes são submetidos a modulação monotonicamente crescente na frequência, isto é, segue uma reta com inclinação de aproximadamente 128,26 Hz/s e interceptos de aproximadamente 197, 195 e 262 Hz, respectivamente. Destes sinais foram calculadas a FI média em janelas deslizantes, Figuras 20, 23 e 26, e também a frequência espectral média ($f_{média}$) a partir do espectrograma, Figuras 21, 24 e 27. Os respectivos erros em comparação com a FI teórica estão apresentados na Tabela 5. Deve-se notar que o erro

aumenta com o aumento da assimetria espectral e que nos sinais assimétricos o erro da $f_{média}$ é maior que o erro da FI média em janelas.

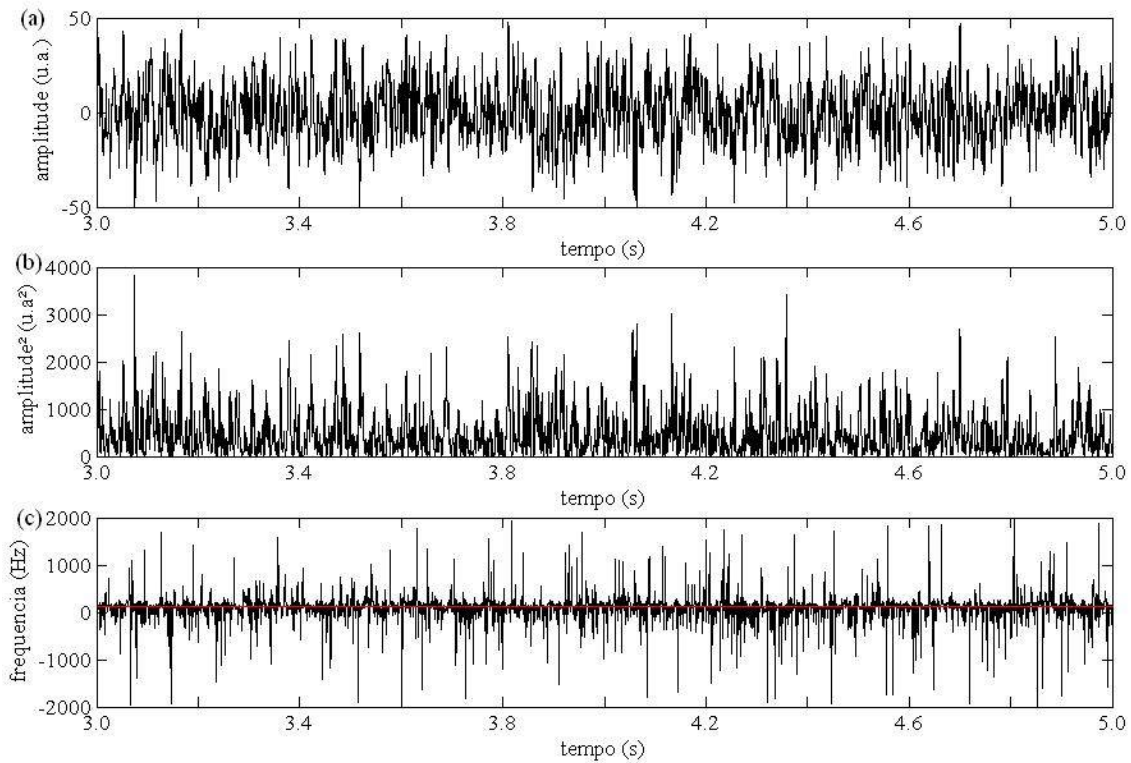


Figura 18: (a) Sinal no tempo no qual as f_i de seus componentes possuem distribuição assimétrica (sinal assimétrico 2); (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado; (c) FI teórica em vermelho e FI estimada em preto.

Tabela 4: Resultados referentes aos sinais constituídos por 500 componentes

Distribuição das f_i	F_i _{teórica}	F_i _{estimada}	Erro	Tamanho da Janela								Valor-p	Figura
				50 ms	100 ms	200 ms	500 ms	M	DP	M	DP		
simétrica	68,7	69,9	0,6	70	70	5	70	3	70	2	0,99	16	
assimétrica (1)	67,03	69	2	71	15	11	70	9	69	6	0,68	17	
assimétrica (2)	134,07	136	2	139	23	17	137	13	136	8	0,87	18	

M – média; DP – desvio padrão.

Tabela 5: Erro em comparação com a FI teórica

	espectro simétrico	espectro assimétrico 1	espectro assimétrico 2
erro FI estimada	0,07	0,2	0,3
erro FI média em janelas	0,01	0,02	0,03
erro $f_{m\acute{e}dia}$	0,01	0,03	0,04

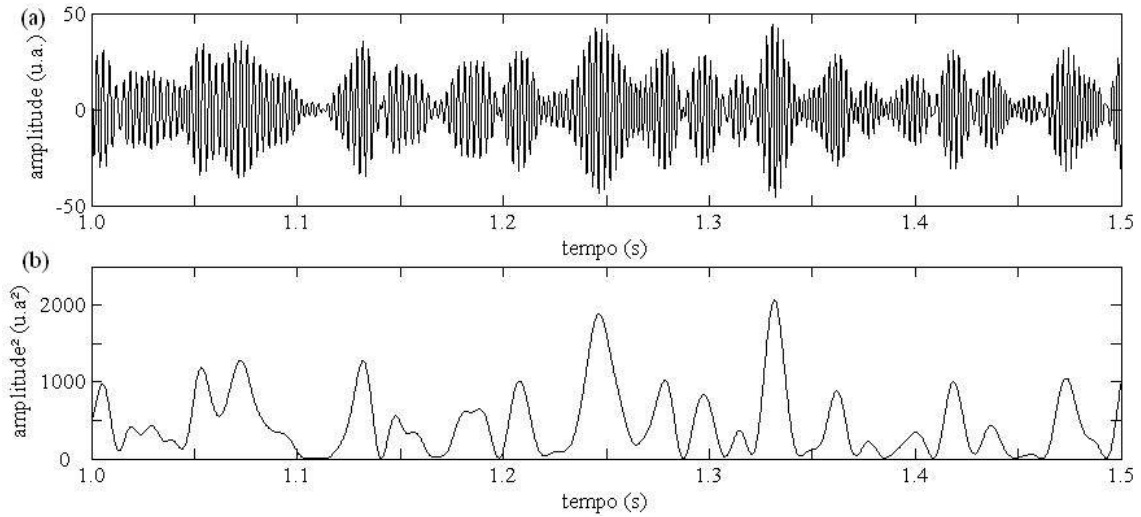


Figura 19: (a) Sinal cujo histograma das f_i constituintes encontra-se na Figura 15 (a); (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado.

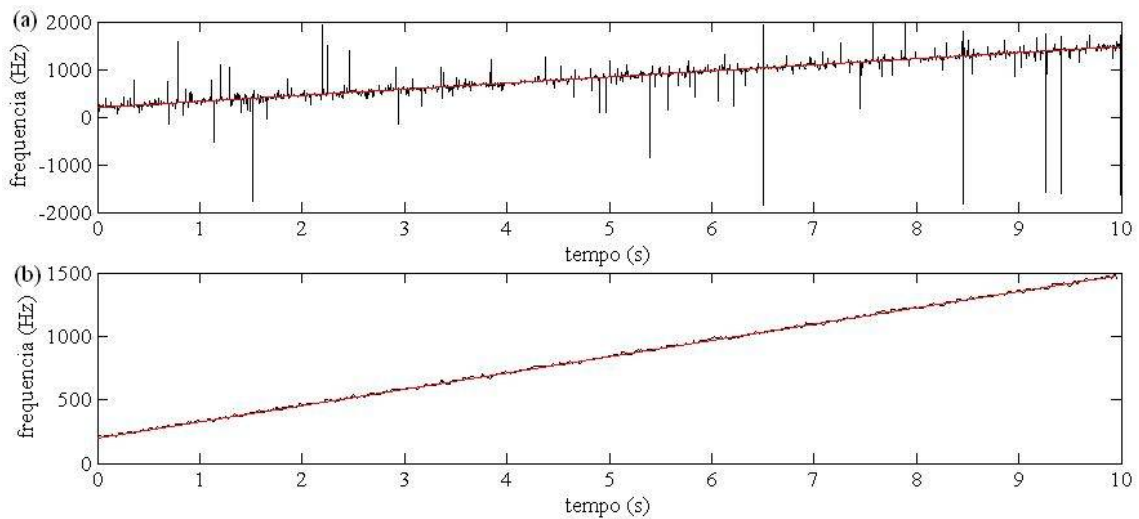


Figura 20: Sinal cujo histograma das f_i constituintes iniciais encontra-se na Figura 15 (a) e elas sofreram modulação monotonicamente crescente na frequência; (a) FI estimada em preto e Fi teórica em vermelho; (b) FI estimada média em janelas deslizantes em preto, e FI teórica em vermelho.

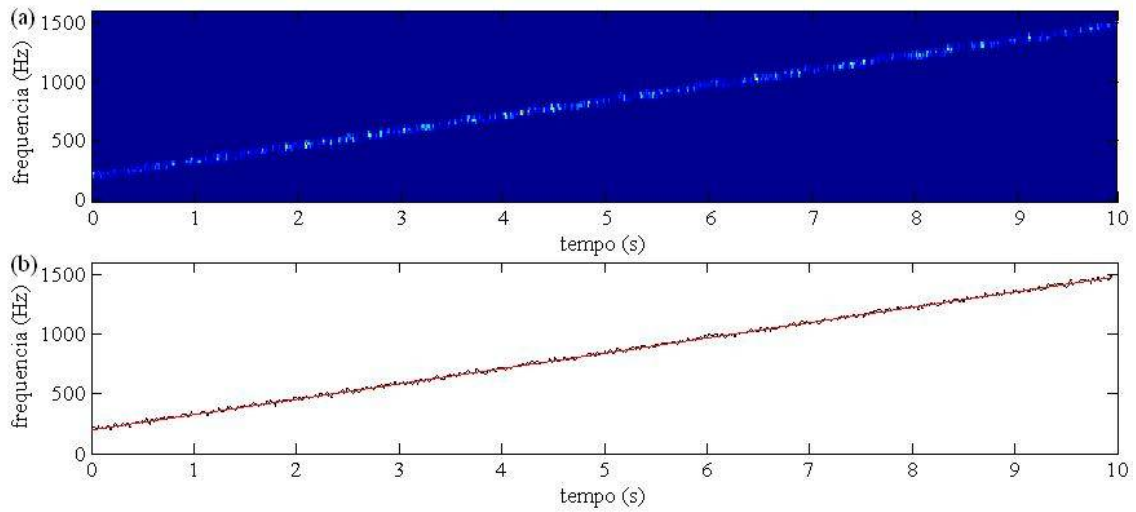


Figura 21: (a) Espectrograma do sinal cujo histograma das f_i constituintes iniciais encontra-se na Figura 15 (a) e elas sofreram modulação monotonicamente crescente na frequência; (b) $f_{média}$ em preto e FI teórica em vermelho.

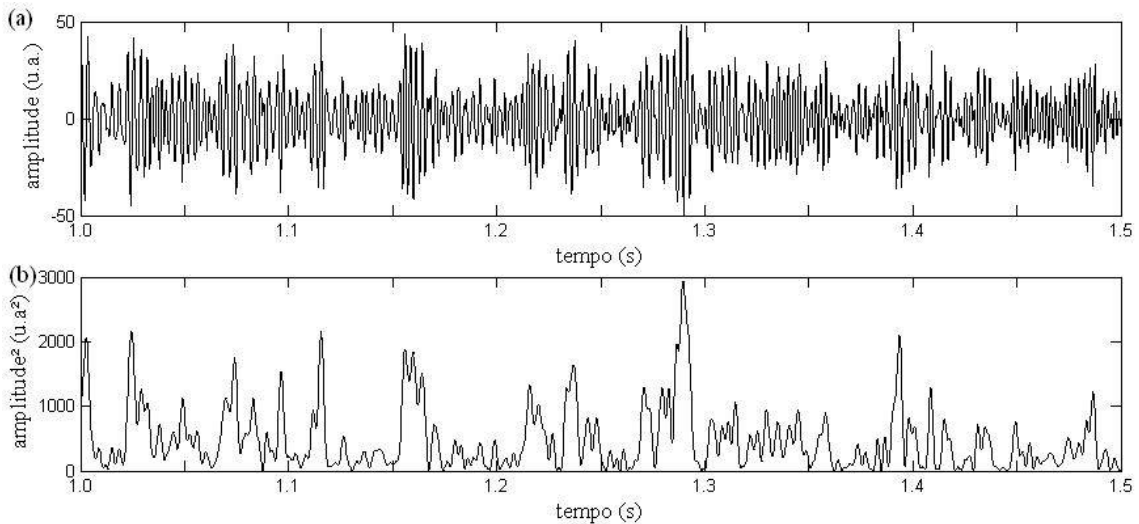


Figura 22: (a) Sinal cujo histograma das f_i constituintes iniciais encontra-se na Figura 15 (b) e elas sofreram modulação monotonicamente crescente na frequência; (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado.

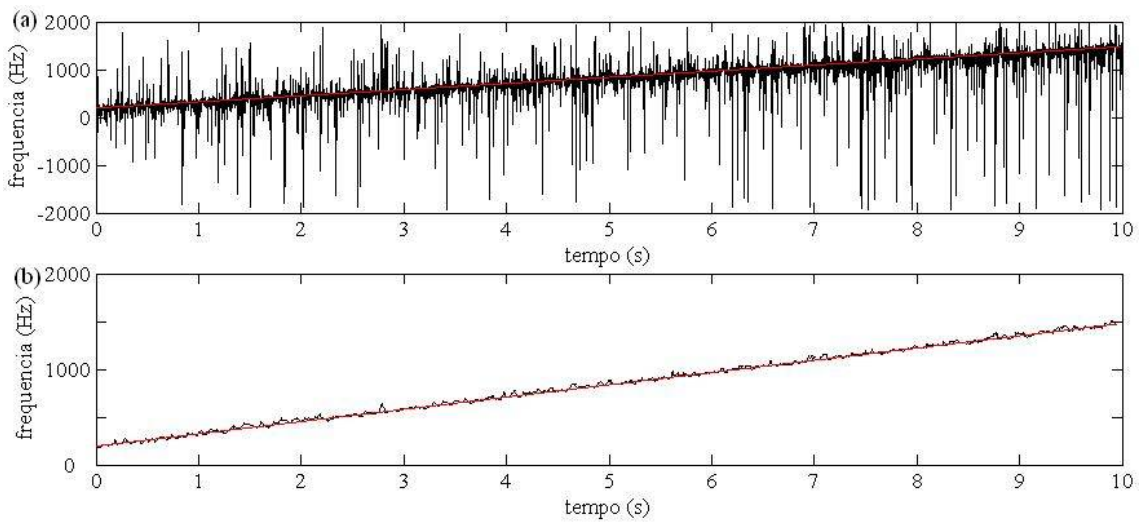


Figura 23: Sinal cujo histograma das f_i constituintes iniciais encontra-se na Figura 15 (b) e elas sofreram modulação monotonicamente crescente na frequência; (a) FI estimada em preto e FI teórica em vermelho; (b) FI estimada média em janelas deslizantes em preto, e FI teórica em vermelho.

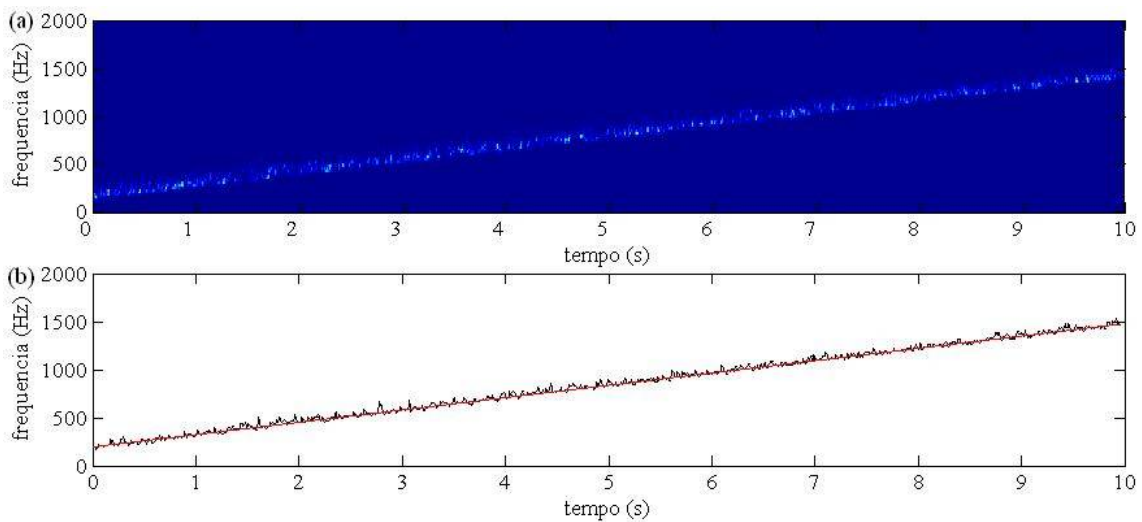


Figura 24: Espectrograma do sinal cujo histograma das f_i constituintes iniciais encontra-se na Figura 15 (b) e elas sofreram modulação monotonicamente crescente na frequência; (b) $f_{m\acute{e}dia}$ em preto e FI teórica em vermelho.

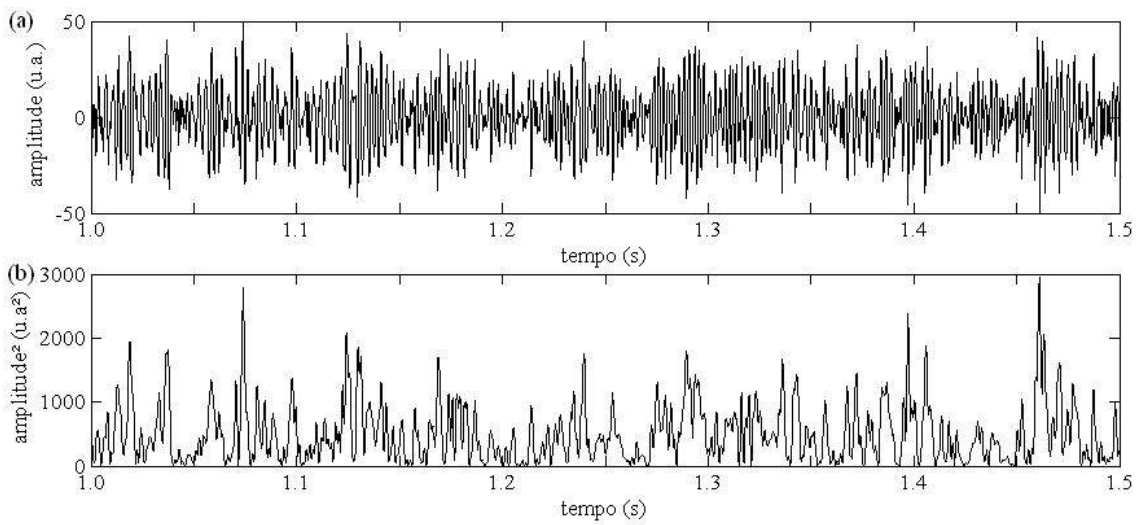


Figura 25: (a) Sinal cujo histograma das f_i constituintes iniciais encontra-se na Figura 15 (c) e elas sofreram modulação monotonicamente crescente na frequência; (b) amplitude do sinal analítico ao quadrado.

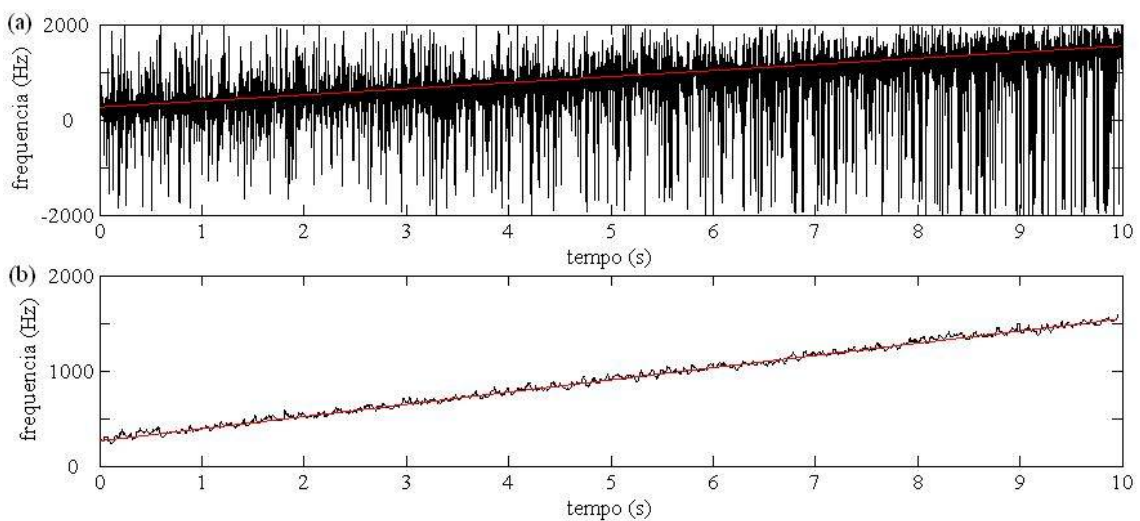


Figura 26: Sinal cujo histograma das f_i constituintes iniciais encontra-se na Figura 15 (c) e elas sofreram modulação monotonicamente crescente na frequência; (a) FI estimada em preto e Fi teórica em vermelho; (b) FI estimada média em janelas deslizantes em preto, e Fi teórica em vermelho.

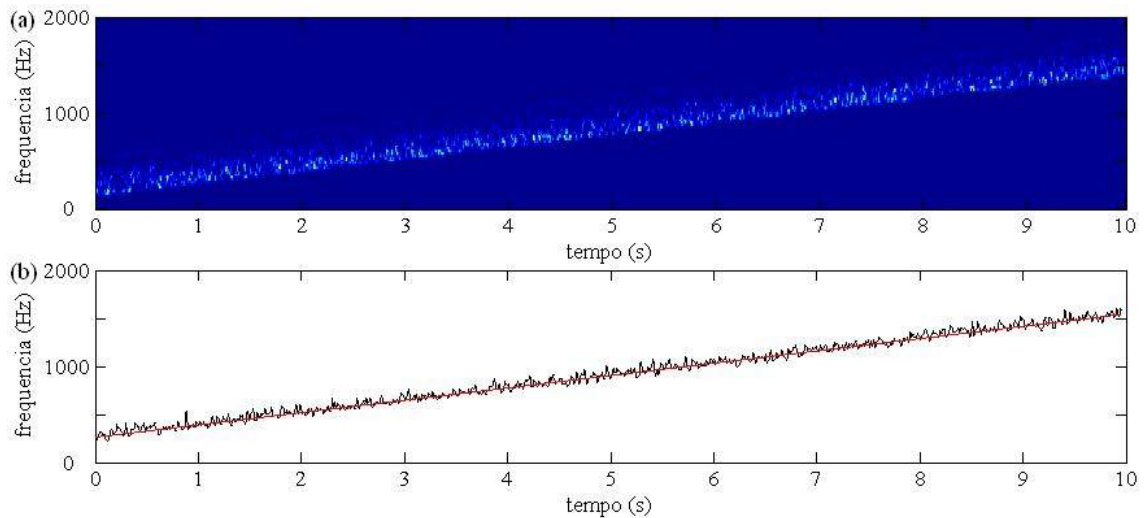


Figura 27: (a) Espectrograma do sinal cujo histograma das f_i constituintes iniciais encontra-se na Figura 15 (c) e elas sofreram modulação monotonicamente crescente na frequência; (b) $f_{m\acute{e}dia}$ em preto e FI teórica em vermelho.

Os resultados referentes à análise de regressão encontram-se na Tabela 6. Deve-se notar que todos os coeficientes são estatisticamente diferentes de zero e que o erro residual padrão aumenta com o aumento da assimetria espectral do sinal. Observa-se que o erro verificado na $f_{m\acute{e}dia}$ é maior que o verificado na FI média janelada em todos os sinais estudados.

Tabela 6: Resultados da análise de regressão

	espectro simétrico		espectro assimétrico		espectro assimétrico 2	
	FI _j média	$f_{m\acute{e}dia}$	FI _j média	$f_{m\acute{e}dia}$	FI _j média	$f_{m\acute{e}dia}$
intercepto (Hz)	202	201	202	205	272	276
valor - p (intercepto)	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$
inclinação (Hz)	128	128	128	128	128	128
valor -p inclinação	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$
erro residual padrão	8	10	17	22	24	34
r^2	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9
estatística F (valor-p)	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$	$2 \cdot 10^{-16}$
FI _j média – FI média janelada						

Apesar da assimetria espectral não ter apresentado relação com a capacidade da FI média em estimar a $f_{m\acute{e}dia}$, pôde ser verificado que a assimetria espectral se relacionou diretamente com a dispersão da FI ao redor da FI média. Isto pode ser verificado no erro

e no desvio padrão (Tabela 4) e também no erro residual padrão (Tabela 6) que aumentam com o aumento da assimetria espectral. Parte deste comportamento oscilatório é explicado pela equação 58. Inclusive, XIE *et al.* (2006) desaconselha a utilização da FI em função disto e WONCHUL *et al.* (1999) propõe a utilização da STFT para estimar a $f_{média}$. Neste trabalho ao se comparar a FI média e a $f_{média}$ obtida via espectrograma, verificou-se que o erro (Tabela 5) e o erro residual padrão (Tabela 6) são maiores para a $f_{média}$ que para a FI média.

4.1.4 Sinal de EMG

Os sinais de EMG foram submetidos a um filtro *Butterwoth* passa-faixa com frequências de corte em 20 e 250 Hz e um filtro Notch centrado em 60 Hz e seus quatro primeiros harmônicos, como descrito na Seção 3.3.2 .

Todos os sinais foram considerados estacionários na janela de observação. A FI média foi calculada e o comportamento da FI média de cada voluntário em cada nível de isometria muscular pode ser visto na Figura 28.

A média e o desvio padrão da FI média em cada percentil da contração voluntária máxima podem ser visualizados na Tabela 7.

Tabela 7: Média e desvio padrão da FI média em cada um dos percentis da CVM estudados

	20% CVM	40% CVM	60% CVM	80% CVM	100% CVM
média (Hz)	77	74	73	72	71
desvio padrão (Hz)	9	7	6	7	6

Observa-se, de um modo geral, uma tendência de queda da FI média com o aumento da força muscular. Porém este comportamento somente pode ser claramente verificado em 3 voluntários, nos demais 27 voluntários, o comportamento da FI não parece ter uma relação direta com o aumento da força muscular (Figura 28).

Na Figura 29, vê-se uma representação gráfica dos resultados estatísticos referentes à FI média. A ANOVA revelou que as FI médias dos percentis diferem (valor $p = 0,03$). No teste Tukey, apesar da FI média apresentar uma tendência de queda com o aumento da força muscular, somente foi encontrada diferença estatística entre os

percentis 20 e 100 (valor $p = 0,01$). Não foi encontrada diferença estatística entre os níveis de isometria muscular vizinhos (valor $p > 0,22$). Não se pode, portanto, concluir que exista uma relação entre a FI média e o nível de força muscular. ALMEIDA (2010) ao analisar este mesmo banco de sinais de EMG, não encontrou nenhuma relação entre força muscular e frequência espectral média e mediana. No referido trabalho, a autora mostra que na análise no domínio do tempo, foi encontrada tendência de aumento do valor RMS com o aumento do nível de força muscular desenvolvida pelo voluntário, tanto para seus valores originais, quanto para estes normalizados pelo valor associado à 100 % da CVM. Porém, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os níveis de isometria muscular vizinhos, isto é, entre 20-40 %, 40-60 %, 60-80 %, 80-100 %.

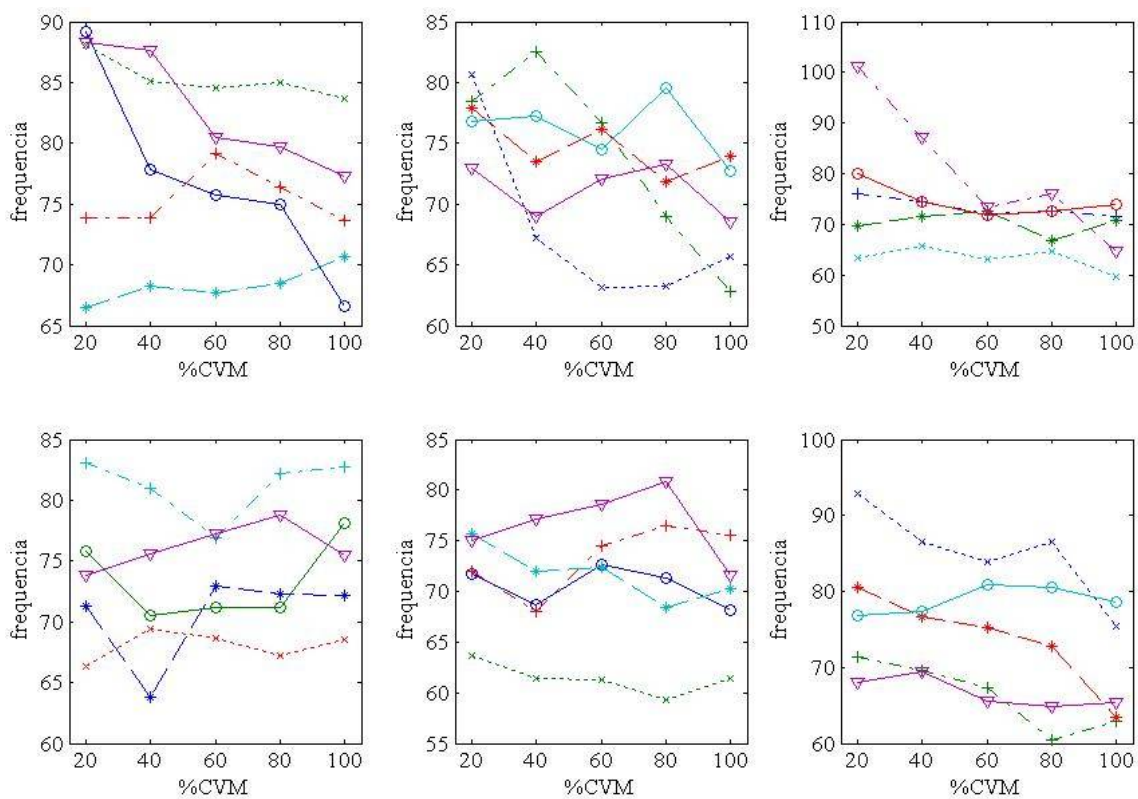


Figura 28: Comportamento da FI média dos voluntários nos cinco níveis de isometria muscular estudados. Cada gráfico mostra os resultados de 5 sujeitos, sendo que cada linha corresponde a um voluntário.

Os resultados de pesquisas entre a relação de parâmetros espectrais do sinal de EMG e o nível de força muscular (isometria e força constante) do músculo bíceps braquial são controversos. RAINOLDI *et al.* (1999) encontraram diminuição da frequência espectral mediana com o aumento da força muscular entre 30 e 70 % da

CVM. GELLI *et al.* (2007) em estudo do músculo bíceps braquial, encontraram aumento da frequência mediana com o aumento da força até 70% da CVM e depois declínio da mesma. KAPLANIS *et al.*, (2009) encontraram diminuição das frequências média e mediana com o aumento da força entre 10 e 100% da CVM. GABRIEL, KAMEN (2009) encontraram estabilidade da frequência média com o aumento da força entre 40 e 80% da CVM e entre 80 e 100% diminuição da mesma. FARINA *et al.*, (2002) não encontraram nenhuma relação entre força e parâmetros espectrais do EMG.

Quanto à análise do tamanho da janela de observação na estimativa da FI média, a ANOVA, revelou existir diferença entre as médias (valor $p < 10^{-4}$). Já no teste pós ANOVA, verificou-se que somente a FI média estimada em janelas de 50 ms difere da FI média estimada nos outros tamanhos de janela estudados (valor $p < 10^{-5}$). Não foi verificada diferença estatística na FI estimada em janelas de 100 ms e 200 ms (valor $p = 0,4$).

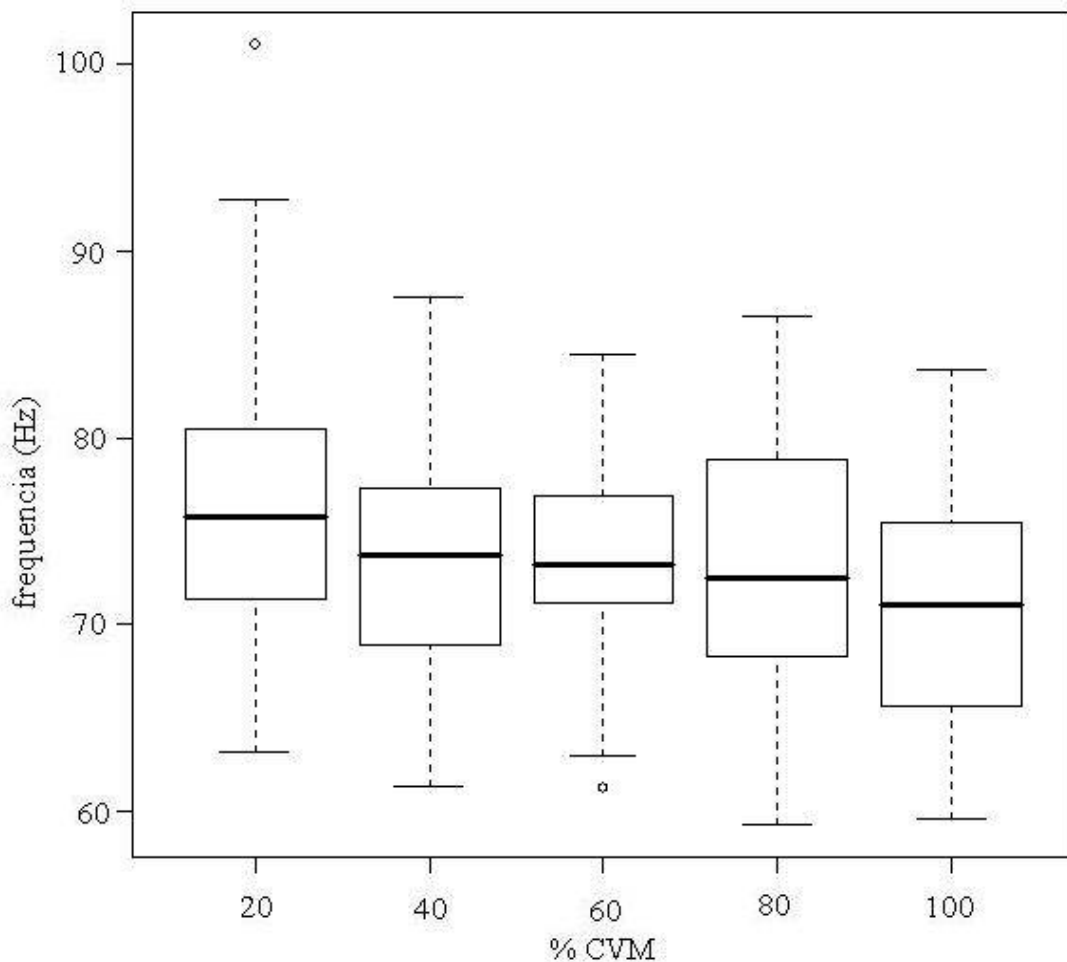


Figura 29: *Boxplot* dos valores da FI média dos voluntários.

Capítulo 5

5 CONCLUSÃO

Este trabalho propiciou um melhor entendimento do conceito de frequência instantânea (FI) e sua comparação com as chamadas “frequências de *Fourier*”, assim como de suas limitações de uso em sinais genéricos. O algoritmo implementado neste trabalho para o cômputo da FI dos sinais de teste a partir da fase do sinal analítico, construído via transformada de *Hilbert*, corroborou resultados anteriormente relatados na literatura.

Apesar da $FI(t)$ apresentar um comportamento oscilatório a FI média conseguiu estimar a FI teórica satisfatoriamente nos sinais de teste,. Nos exemplos apresentados neste estudo, a FI média mostrou um comportamento similar ao da $f_{média}$.

Apesar do embasamento teórico oriundo da fisiologia da contração muscular sugerir que o conteúdo espectral do sinal de EMG deva variar com o incremento da força muscular, esta relação não foi verificada entre a FI média e o nível de força muscular. Isto pode ser em função do filtro passa-baixa constituído pelos tecidos localizados entre as fibras musculares ativas e os eletrodos de captação que impedem que o incremento na $f_{média}$ seja verificado no espectro do sinal. É importante salientar que o resultado obtido neste estudo não exclui que haja relação entre o conteúdo espectral do sinal de EMG e o nível de força muscular; somente mostra que se houver relação, a mesma não pode ser verificada com as técnicas de processamento e coleta de sinais utilizadas neste estudo.

Referências Bibliográficas

ALMEIDA, C. A. P., 2010, **Investigação de parâmetros espectrais do EMG aplicáveis à terapia por biofeedback**, dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.

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. 856-917.

BARANDUN, M., VON TSCHARNER, V., MEULI-SIMMEN, C. *et al.*, 2009, "Frequency and conduction velocity analysis of the abductor pollicis brevis muscle during early fatigue", **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 1, pp. 65-74.

BASMAJIAN, J. V., 2005, "Biofeedback in Physical Medicine and Rehabilitation". In: **J. A. DeLisa (Ed.), Physical Medicine & Rehabilitation: Principles and Practice**. 4 ed., v. 1, Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins, pp. 271-283. .

BENDAT, J. S., PIERSOL, A. G., 2000, **Random Data: Analysis & Measurement Procedures**. 3 ed. New York, USA: Wiley-Interscience.

BILODEAU, M., SCHINDLER-IVENS, S., WILLIAMS, D. M. *et al.*, 2003, "EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women", **Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 13, n. 1, pp. 83-92.

BOASHASH, B., 1992, "Estimating and Interpreting The Instantaneous\line Frequency of a Signal-Part 1: Fundamentals", **Proceedings of IEEE**, v. 80, pp. 520-538.

BOASHASH, B., 2003, **Time Frequency Analysis**. 1 ed., Boston, USA: Elsevier Science.

BONATO, P., ROY, S., KNAFLITZ, M. *et al.*, 2001, "Time-frequency

parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions", **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 48, n. 7, pp. 745-753.

BONATO, P., BOISSY, P., DELLA CROCE, U. *et al.*, 2002, "Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task", **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 10, n. 1, pp. 38-47.

BRONZINO, J. D., 1999, **The Biomedical Engineering Handbook, Second Edition, Two Volume Set**. 2 ed., Boca Raton, USA: CRC Press.

CALDWELL, J. E., 2009, "Clinical limitations of acetylcholinesterase antagonists", **Journal of Critical Care**, v. 24, n. 1, pp. 21-28.

COBURN, J. W., HOUSH, T. J., MALEK, M. H. *et al.*, 2006, "Mechanomyographic and electromyographic responses to eccentric muscle contractions", **Muscle & Nerve**, v. 33, n. 5, pp. 664-71.

COHEN, L., 1989, "Time-frequency distributions-a review", **Proceedings of the IEEE**, v. 77, n. 7, pp. 941-981.

DE LUCA, C., 1997, "The use of surface electromyography in biomechanics", **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, pp. 135-163.

DRONGELEN, W. V., 2006. **Signal Processing for Neuroscientists: An Introduction to the Analysis of Physiological Signals**. Burlington, USA: Academic Press.

FARINA, D., FOSCI, M., MERLETTI, R., 2002, "Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables", **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 1, pp. 235-47.

FARINA, D., HOLOBAR, A., MERLETTI, R. *et al.*, 2010, "Decoding the neural drive to muscles from the surface electromyogram", **Clinical Neurophysiology**, v. 121, n. 10, pp. 1616-1623.

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. 469-547.

FARINA, D., MERLETTI, R., ENOKA, R. M., 2004, "The extraction of neural strategies from the surface EMG", **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 4, pp. 1486-1581.

GABRIEL, D. A., KAMEN, G., 2009, "Experimental and modeling investigation of spectral compression of biceps brachii SEMG activity with increasing force levels", **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 3, pp. 437-448.

GELLI, F., SANTO, F. D., POPA, T. *et al.*, 2007, "Factors influencing the relation between corticospinal output and muscle force during voluntary contractions", **European Journal of Neuroscience**, v. 25, n. 11, pp. 3469-3475.

GEORGAKIS, A., STERGIIOULAS, L. K., GIAKAS, G., 2003, "Fatigue analysis of the surface EMG signal in isometric constant force contractions using the averaged instantaneous frequency", **IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering**, v. 50, n. 2, pp. 262-267.

GERDLE, B., HENRIKSSON-LARSÉN, K., LORENTZON, R. *et al.*, 1991, "Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type" **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 142, n. 4, pp. 457- 522.

GUYTON, A. C., HALL, J. E., 1997, **Tratado de Fisiologia Médica**. 9 ed. Rio de Janeiro, Brasil: Guanabara Koogan.

HARTMANN, W. M. 1997, **Signals, Sound, and Sensation**. New York, USA: Springer Verlag.

HENNEMAN, E., SOMJEN, G., CARPENTER, D. O., 1965, "Functional significance of cell size in spinal motoneurons", **Journal of Neurophysiology**, v. 28, pp. 560-580.

HERMENS, H. J., FRERIKS, B., DISSELHORST-KLUG, C. *et al.*, 2000, "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures", **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, pp. 361-374.

HUXLEY, A. F., 2000, "Cross-bridge action: present views, prospects, and unknowns", **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 10, pp. 1189-1195.

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**, v. 21, n. 2, pp. 190-194.

KALLENBERG, L. A. C., HERMENS, H. J., 2008, "Behaviour of a surface EMG based measure for motor control: Motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue", **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 5, pp. 780-788.

KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H., JESSEL, T. M., 2002, **Princípios da Neurociência**. 4 ed. Barueri, Brasil: Manole.

KAPLANIS, P. A., PATTICHIS, C. S., HADJILEONTIADIS, L. J., *et al.*, "Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction", **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 1, p. 157-171, 2009.

KARLSSON, S., GERDLE, B., 2001, "Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque -- a study using the continuous wavelet transform", **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 2, pp. 131-140.

KELLIS, E.; KATIS, A. Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 18, n. 3, p. 351-8, 2008.

KNAFLITZ, M., BONATO, P., 1999, "Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions", **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 5, pp. 337-387.

KNAFLITZ, M., MOLINARI, F., 2003, "Assessment of muscle fatigue during biking", **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 11, n. 1, pp. 17-23.

KUKULKA, C. G., CLAMANN, H. P., 1981, "Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions", **Brain Research**, v. 219, n. 1, pp. 45-55.

LATARJET, M., LIARD, A. R., 1998, **Anatomia Humana Volume I**, 3 ed. São Paulo, Brasil: Medica Panamericana.

LATHI, B. P., 2004, **Linear Systems and Signals**. 2 ed., New York, USA: Oxford University Press.

LINDSTROM, L., MAGNUSSON, R., 1977, "Interpretation of myoelectric power spectra: A model and its applications", **Proceedings of the IEEE**, v. 65, n. 5, pp. 653-662.

MANDEL, L., 1974, "Interpretation of Instantaneous Frequencies", **American Journal of Physics**, v. 42, n. 10, pp. 840-846.

MESIN, L., MERLETTI, R., RAINOLDI, A., 2009, "Surface EMG: The issue of electrode location", **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, pp. 719-726.

MESIN, L., CESCONE, C., GAZZONI, M. *et al.*, 2009, "A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue", **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, pp. 851-863.

OLIVEIRA, P., BARROSO, V., 1998, "On the concept of instantaneous frequency". In: Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, Seattle, USA, v. 4, pp. 2241-2244.

PEASE, W. S., LEW, H. L., JOHNSON, E. W., 2006, **Johnson's Practical Electromyography**. 4 ed. Lippincott Williams & Wilkins.

PERREAULT, E. J., DAY, S. J., HULLIGER, M. *et al.*, 2003, "Summation of Forces From Multiple Motor Units in the Cat Soleus Muscle", **Journal of Neurophysiology**, v. 89, n. 2, pp. 738-744.

RAINOLDI, A., GALARDI, G., MADERNA, L. *et al.*, 1999, "Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle", **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 2, pp. 105-124.

SHEAR, T. D., MARTYN, J. A. J., 2009, "Physiology and biology of neuromuscular transmission in health and disease", **Journal of Critical Care**, v. 24, n. 1, pp. 5-10.

STEHLE, R., SOLZIN, J., IORGA, B. *et al.*, 2009, "Insights into the kinetics of Ca²⁺-regulated contraction and relaxation from myofibril studies", **Pflügers Archiv: European Journal of Physiology**, v. 458, n. 2, pp. 337-357.

STULEN, F. B., DE LUCA, C. J., 1981, "Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity", **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-28, n. 7, pp. 515-523.

WONCHUL NHO, LOUGHLIN, P., 1999, "When is instantaneous frequency the average frequency at each time?" **IEEE Signal Processing Letters**, v. 6, n. 4, pp. 78-80.

XIE, H., WANG, Z., 2006, "Mean frequency derived via Hilbert-Huang transform with application to fatigue EMG signal analysis", **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 82, n. 2, pp. 114-134.