



COPPE/UFRJ

ANÁLISE DA FADIGA MUSCULAR POR MEIO DE DUAS TRANSFORMADAS
TEMPO-FREQUÊNCIA

Glauber Ribeiro Pereira

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: Jurandir Nadal

Liliam Fernandes de Oliveira

Rio de Janeiro

Janeiro de 2010

ANÁLISE DA FADIGA MUSCULAR POR MEIO DE DUAS TRANSFORMADAS
TEMPO-FREQUÊNCIA

Glauber Ribeiro Pereira

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. Jurandir Nadal, D.Sc.

Profa. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Luiz Alberto Batista, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JANEIRO DE 2010

Pereira, Glauber Ribeiro

Análise da Fadiga Muscular por Meio de Duas
Transformadas Tempo-Frequência/ Glauber Ribeiro Pereira. –
Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

IX, 104 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Jurandir Nadal

Liliam Fernandes de Oliveira

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

Referencias Bibliográficas: p. 86-100.

1. Fadiga Muscular. 2. Eletromiograma. 3.
Transformada Tempo-Frequência. I. Nadal, Jurandir *et. al.*.
II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE,
Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

*"Educai as crianças para que
não seja necessário punir os
adultos"*

Pitágoras de Samos

Agradecimentos

Ao Professor Jurandir Nadal, pela orientação, pelos ensinamentos, pela paciência, pelo apoio e pela confiança depositada especialmente naqueles momentos mais difíceis.

À Professora Liliam por estar sempre presente desde o início desta jornada, pela orientação e pelos ensinamentos para superar este grande desafio de completar o curso de Mestrado e principalmente pela confiança na minha capacidade.

Ao Professor Márcio por se dispor sempre a ajudar nos momentos de dificuldade e pelas observações durante os seminários que ajudaram de forma muito expressiva no desenvolvimento deste trabalho.

Ao Professor Wagner por estar sempre disposto a ajudar, desde o primeiro dia até a conclusão do curso de mestrado, principalmente nas situações mais complicadas onde percebemos aqueles com quem realmente podemos contar.

Ao Professor e amigo Luiz Alberto, pela amizade, pelas portas abertas, pelos ensinamentos, pelo apoio irrestrito, pela confiança e pela compreensão ao longo de toda minha vida acadêmica.

Aos amigos e companheiros do LAPIS, Paulão, Kin, Danilo, Marquito, Roger, Igor, Cagi, Rafael, Carlos, Felipe, Kátia, Gabriela e Adriane pela ajuda e amizade durante todos esses anos.

Aos amigos do Labicom, Gustavo, Jomilto, Daniel, Sérgio, Nilson, Raquel, Cris, Letícia e Isabele pela amizade e pelo auxílio durante toda esta jornada, desde a graduação, quando praticamente morávamos no laboratório.

Aos tantos amigos que seguem comigo em cada momento durante todo este tempo de mestrado no Programa de Engenharia Biomédica, que fica difícil de enumerar. Aos funcionários do Programa de Engenharia Biomédica pelo auxílio, colaboração, prontidão e amizade. Especialmente aos amigos Diniz e Sabrina.

Aos meus Pais e minhas Irmãs, pelo amor, apoio e por serem meu porto seguro incondicionalmente. Afortunados aqueles que podem contar com uma família como a minha.

À minha noiva Gisele, pelo amor, carinho, paciência, compreensão e apoio dispensados em todos os momentos e que me dão forças para superar minhas limitações e vencer as dificuldades.

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

ANÁLISE DA FADIGA MUSCULAR POR MEIO DE DUAS TRANSFORMADAS TEMPO-FREQUÊNCIA

Glauber Ribeiro Pereira

Janeiro/2010

Orientador: Jurandir Nadal

Lilium Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

Devido a algumas limitações da aplicação dos métodos baseados na transformada de Fourier, como em sinais não estacionários e em períodos muito reduzidos de sinal, este trabalho teve com objetivo desenvolver uma ferramenta para a obtenção da transformada tempo-frequência Choi-Williams (CW) e da frequência mediana instantânea (FMI) a partir do mapa tempo-frequência de sinais de eletromiografia (EMG) voltada para a monitoração do processo de fadiga muscular. Tal ferramenta foi testada em sinais simulados, comparada com a transformada *Short Time Fourier Transform* (STFT) no processamento do EMG do bíceps braquial e utilizada no acompanhamento do processo de fadiga do tríceps sural. Propôs-se ainda um método para redução de termos cruzados. Os resultados indicam que tal ferramenta pode ser utilizada alternativamente no acompanhamento do processo de fadiga muscular uma vez que os valores de FMI provenientes da CW e da STFT apresentaram considerável semelhança, assim como os coeficientes angulares das retas de regressão destes valores. Além disso, o método proposto reduz sobremaneira a contaminação dos sinais pelos termos cruzados. Conclui-se que a transformada CW deve ser utilizada como alternativa à STFT uma vez que esta parece ser mais fidedigna na transcrição dos componentes de frequência do sinal. Além disso, a transformada CW deve ser aplicada tendo em mente que, muito provavelmente, apenas as frequências que mais contribuem para a energia do sinal serão mapeadas.

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

ANALYSIS OF THE MUSCULAR FATIGUE BY MEANS OF TWO TIME-FREQUENCY TRANSFORMS

Glauber Ribeiro Pereira

Janeiro/2010

Advisor: Jurandir Nadal

Liliam Fernandes de Oliveira

Department: Biomedical Engineering

Concerning some Fourier-based methods limitations, as in non-stationary signals and very short periods of signal, the goal of this work was to develop a tool for obtaining the time-frequency Choi-Williams (CW) transform and the instantaneous median frequency (IMF) from the time –frequency map of the electromyogram (EMG) intending to monitor the process of muscle fatigue. This tool has been tested on simulated signals, compared with the short time Fourier transform (STFT) in the processing of the biceps EMG and used to monitor the progress of isometric fatigue of the triceps surae. It was further proposed a method to reduce the cross-terms. The results indicate that this tool can be used alternatively to monitor the muscle fatigue progress since the IMF values from the CW and the STFT showed considerable similarity, as well as the slopes of regression lines of these values. Moreover, the proposed method greatly reduces the cross-terms contamination of the signals. It was concluded that the CW transform should be used as an alternative to STFT since the last one seems to be more reliable in the transcription of the signal frequency components. Furthermore, the CW should be applied regarding that, most likely, only the frequencies that most contribute to the signal energy will be mapped.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	v
RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
SUMÁRIO	viii
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 O Problema	4
CAPÍTULO 2 - REVISÃO DA LITERATURA	8
2.1 A Contração do Músculo Esquelético	8
2.2. A Fadiga Muscular	13
2.2.1. As Bases Fisiológicas da Fadiga Muscular	13
2.2.2. Eletromiografia e Fadiga	16
2.2.3. Produção Recente	17
CAPÍTULO 3 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	28
3.1. A Cohen Class	28
3.1.1. A Transformada Wigner-Ville	31
3.1.2. O Espectrograma	33
3.1.3. A Distribuição Exponencial	36
3.1.3.1. A Transformada Choi-Williams Contínua	36
3.1.3.2. A Transformada Choi-Williams para Sinais Discretos	38
3.2. A Frequência Mediana Instantânea	41
3.3. Fadiga do Tríceps Sural	43
3.4. Utilização da Transformada Choi-Williams para Monitoração do Processo de Fadiga Muscular	44
CAPÍTULO 4 – MATERIAIS E MÉTODOS	49
4.1. Testando a Transformada em Sinais Simulados	50
4.2. Comparando a CW com Método Clássico	52
4.3. Monitoração do Processo de Fadiga Muscular através de Parâmetros Espectrais da CW	54

4.4 Método para Redução de Termos Cruzados	56
CAPÍTULO 5 – RESULTADOS	59
5.1. Teste da transformada em sinais simulados	59
5.2. Comparação entre a Transformada Choi-Williams e o Espectrograma	61
5.3. Monitoração do processo de fadiga muscular através de parâmetros espectrais da CW	64
5.4. Método para Redução de Termos Cruzados	68
CAPÍTULO 6 – DISCUSSÃO	73
6.1. Testando a transformada em sinais simulados	73
6.2. Comparação CW – STFT	74
6.3. Monitoração do processo de fadiga muscular através parâmetros espectrais da CW	77
6.4. Redução dos Termos Cruzados	81
CAPÍTULO 7 – CONCLUSÃO	69
REFERÊNCIAS	86
ANEXO 1	101
ANEXO 2	102
ANEXO 3	104

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A manifestação da fadiga neuromuscular vem sendo estudada há várias décadas, com os mais diversos protocolos e objetivos. Neste período, foram igualmente propostos muitos métodos de processamento da informação advinda das musculaturas em questão, onde o eletromiograma (EMG) aparece como uma das formas mais utilizadas para se estudar este fenômeno.

A fadiga neuromuscular tem sido descrita como um decréscimo ou falha no rendimento muscular durante a execução de determinada tarefa motora (ASMUSSEN, 1979; DIMITROVA e DIMITROV, 2003). Entretanto, é necessário esclarecer a diferença entre o conceito de fadiga e ponto de exaustão. Este corresponde ao ponto onde a atividade muscular não pode ser mantida, enquanto a primeira desenvolve-se desde o início da atividade, podendo culminar na falha da atividade, ou seja, no próprio ponto de exaustão (JENSEN *et al.*, 2000).

Fora os conceitos fisiológicos, algumas questões continuam sem esclarecimento, como a discussão fundamentada no conceito de ponto de exaustão com respeito à vantagem mecânica da articulação no decorrer da tarefa motora e a participação de outros sistemas biomecânicos no processo de fadiga, onde seria necessário o controle da cinemática do movimento. Como exemplo, pode-se citar o exercício de flexão de cotovelo com barra, popularmente conhecido como “rosca bíceps”, onde o executante, em bípede estação, percorre toda a amplitude de movimento do cotovelo pelas ações concêntrica e excêntrica do grupamento flexor do cotovelo. Neste caso, o torque gerado pela ação da musculatura

paravertebral pode auxiliar na manutenção do movimento, uma vez que atua no mesmo plano de movimento dos flexores de cotovelo. Desta forma, o advento do ponto de exaustão seria muito provavelmente retardado.

A fadiga neuromuscular pode ser subdividida em duas formas principais: a fadiga periférica e a fadiga central.

A fadiga periférica diz respeito às alterações nos mecanismos fisiológicos ao nível da musculatura envolvida. Essas alterações podem ser o aumento da concentração de lactato, redução do pH e alterações no volume sanguíneo local (DE LUCA, 1997), diferenças na disposição e concentração de íons Ca^{++} na fibra muscular, bem como a sensibilidade das proteínas contráteis a estes íons (MACINTOSH e RASSIER, 2002), e diferenças na concentração de íons Na^+ e K^+ (MORITANI e YOSHITAKE, 1998).

A fadiga central tem origem nos processos fisiológicos que ocorrem no sistema nervoso central, incluindo a habilidade de gerar um suficiente e apropriado comando central para a tarefa motora, a transmissão fiel do comando para o neurônio motor envolvido e o sustento da ativação muscular pelo neurônio motor (ENOKA, 1995).

O sistema de controle motor pode apresentar algumas falhas como o comprometimento da força muscular, da coordenação, da atenção e da concentração durante a fadiga (WHITING e ZERNICHE, 2001), o que poderia causar diferenças no padrão de movimento (MIZRAHI *et al.*, 2000; PEREIRA *et al.*, 2002; BRERETON *et al.*, 1999; BONATO *et al.*, 2002; KELLIS e KOUVELIOTI, 2009). Essas alterações no padrão de movimento podem conduzir à instabilidade articular e mudanças na biomecânica da tarefa motora (BONATO *et al.*, 2001b), podendo aumentar o risco de lesão ou causá-la diretamente (BRERETON *et al.*, 1999). No entanto, parecem existir diferentes mecanismos

de código neuronal no sistema nervoso central para músculos mono- e bi-articulares em estado de fadiga (EBENBICHLER *et al.*, 1998).

Já se encontra bem descrito na literatura que o sinal mioelétrico apresenta duas características principais durante o desenvolvimento da fadiga: o aumento relativo das componentes de baixa frequência e o aumento da amplitude (BASMAJIAN e De LUCA, 1985; De LUCA, 1997; CRAM, 1998; REDFERN, 1992). Os fatores que alteram o espectro de frequência podem ser: a amplitude do potencial de ação de unidade motora, a duração e o formato do mesmo e a estabilidade do recrutamento (De LUCA, 1997; De LUCA, 1985), assim como a redução na velocidade de condução do potencial de ação de unidade motora (SPARTO *et al.*, 2000; De LUCA, 1985; MERLETTI, 2004; TROIANO *et al.*, 2008). O aumento da amplitude do sinal estaria relacionado com o aumento relativo das baixas frequências dos trens de potencial de ação de unidade motora. Desta forma, uma vez que os tecidos localizados entre as fibras musculares e os eletrodos apresentam propriedades de filtragem de altas frequências, o sinal captado apresenta amplitude aumentada devido à diminuição da banda de frequências de disparo das unidades motoras (BASMAJIAN e De LUCA, 1985; De LUCA, 1997; De LUCA, 1985; SPARTO *et al.*, 2000; EHTIATI *et al.*, 1998; REDFERN, 1992). Outras explicações para o aumento em amplitude são o recrutamento de Unidades Motoras (UM) adicionais necessárias para compensar o decréscimo na força de contração (DIMITROVA e DIMITROV, 2003) e o aumento da frequência de disparo e sincronização do recrutamento das UMs (YAO *et al.*, 2000).

Tendo em vista as variações na amplitude e frequência do sinal mioelétrico, há duas formas principais de desenvolver a análise do sinal durante a fadiga: no domínio do tempo e no domínio da frequência. O domínio da frequência é o mais empregado, onde se utiliza a

frequência média e, principalmente, a frequência mediana para acompanhar a tendência de compressão da energia nas frequências mais baixas do sinal. Alguns autores vêm desenvolvendo formas alternativas de identificar as alterações características do sinal mioelétrico durante a fadiga neuromuscular. EHTIATI *et al.* (1998) utilizaram a variância, a correlação e as dimensões fracionadas de RENYI como alternativas para detectar a presença da fadiga. Os resultados indicam que esses podem ser parâmetros adequados para a caracterização da fadiga por meio do sinal EMG. Além disso, LEUNG e XIAO (1997) relataram que o atraso no relaxamento eletromecânico da musculatura, ou seja, o atraso entre o início da ativação elétrica e a tensão mensurada, pode ser utilizado como um meio para identificar a fadiga muscular localizada. Contudo, WEIR *et al.* (1999) sugere que em músculos onde as fibras não se orientam paralelamente ao eixo do músculo, dificultando a orientação dos eletrodos em paralelo e tornando incerta a orientação dos mesmos relativamente às fibras musculares, é preferível utilizar a análise no domínio temporal. No entanto, alguns achados recentes sugerem que se deve avaliar o sinal em ambos domínios para se interpretar de forma mais fidedigna o comportamento da musculatura investigada (PEREIRA *et al.*, 2009).

1.1. O problema

A análise no domínio da frequência apresenta mais algumas limitações. Em algumas condições, como no caso das contrações dinâmicas, a utilização de métodos derivados da transformada de Fourier como a transformada discreta de Fourier (DTFT), a transformada rápida de Fourier (FFT) e a *short time Fourier transform* (STFT) não seriam adequadas porque ocorre variação das unidades motoras que mais contribuem com a energia do sinal capturado devido às sucessivas alterações do comprimento muscular e do torque na

articulação, além da mudança frequente do tecido posicionado entre as unidades motoras e a pele devido ao deslocamento da mesma em relação às fibras musculares (BONATO *et al.*, 2002; BONATO *et al.*, 2001a; ROY *et al.*, 1998; BONATO *et al.*, 1997). Estas características ferem o princípio de que o sinal é produto de um processo estacionário estocástico, muito embora POTVIN e BENT (1997) sugeriram que é possível obter dados relevantes em contrações dinâmicas utilizando a FFT. Estes autores analisaram o processo de fadiga no músculo Bíceps Braquial utilizando a frequência média do sinal em contrações isométricas e dinâmicas, onde as últimas foram avaliadas em toda amplitude de movimento e especificamente na amplitude entre 80° e 100° de flexão de cotovelo. Todavia, eles não controlaram a velocidade de execução do movimento e utilizaram janelas fixas de 250 ms, o que provavelmente altera a amplitude de movimento relacionada a cada janela, uma vez que velocidades angulares diferentes acarretam deslocamentos angulares diferentes no mesmo intervalo de tempo.

Visando reduzir as limitações da utilização dos métodos baseados na transformada de Fourier para o monitoramento da fadiga, o grupo de S. Roy, da Universidade de Boston, adotou a transformada Choi-Williams, pertencente à classe de transformadas *Cohen Class*, para este fim, que consiste em uma representação bilinear tempo-frequência onde o tempo e a frequência têm deslocamentos invariantes, uma vez que o corpo da transformada não depende do tempo e da frequência (WILLIAMS, 1998; BONATO *et al.*, 1997; BONATO *et al.*, 1996; COHEN, 1989).

Tal procedimento foi inicialmente proposto por BONATO *et al.*, (1996), que analisaram a aplicabilidade de cinco diferentes transformadas tempo-frequência no processamento de sinais mioelétricos não-estacionários como um método para estudar o

processo de fadiga, de forma que a transformada Choi-Williams (CW) foi sugerida como a mais adequada para este fim.

Neste mesmo caminho, BONATO *et al.*, (1997) introduziram a utilização da Frequência Mediana Instantânea (FMI) para acompanhar a tendência de compressão da energia do sinal nas baixas frequências. Desta forma, a cada determinado número de amostras, a FMI era computada. Através da regressão linear, eles identificaram a tendência de queda da FMI no processo dinâmico, sugerindo instalação da fadiga em ambos os casos.

A maioria dos estudos que analisaram o processo de fadiga utilizando a transformada tempo-frequência Choi-Williams, sugeriu aplicações clínicas vinculadas aos seus achados (BONATO *et al.*, 2003; BONATO *et al.*, 2002, MOLINARI *et al.*, 2006; ROY *et al.*, 1998). Estes dados são bastante relevantes visto a necessidade de se escoimar as características mioelétricas relacionadas ao desenvolvimento da fadiga nas mais variadas formas de exercitação, onde tais informações poderiam ser utilizadas por profissionais de diversas áreas, com o intuito de controlar mais especificamente a intensidade e a qualidade do estímulo a que seu paciente ou aluno é submetido, além de dispor de uma ferramenta importante para quantificar a evolução dos mesmos, por se tratar de um método independente da estacionariedade dos sinais. Sendo assim, observa-se a carência de aplicação desta técnica, principalmente para os movimentos experimentados por um grande número de indivíduos.

Por outro lado, além de elevado custo computacional, a transformada CW convive com o advento de termos cruzados, o que não acontece com a transformada de Fourier e suas variantes. Neste sentido, torna-se interessante comparar a transformada CW e algumas derivadas da transformada de Fourier, sobretudo a variante STFT, visto que a comparação poderia indicar em quais situações tais transformadas melhor se encaixariam.

Além disso, o Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais do Programa de Engenharia Biomédica ainda não dispõe de uma ferramenta padronizada e que possibilite a visualização e o processamento do sinal EMG no domínio tempo-frequência através da transformada Choi-Williams.

Desta forma, o objetivo deste trabalho foi desenvolver uma ferramenta para a obtenção da transformada tempo-frequência Choi-Williams (CW) e da frequência mediana instantânea a partir do mapa tempo-frequência de sinais EMG para monitoração do processo de fadiga muscular. Para tanto, as fases da construção da ferramenta estão relacionadas aos seguintes objetivos específicos:

- Testar a ferramenta em sinais simulados.
- Comparar os resultados do parâmetro espectral FMI proveniente da transformada Choi-Williams com as advindas da *Short Time Fourier Transform*.
- Verificar a capacidade da ferramenta em acompanhar o processo de fadiga muscular.
- Propor métodos alternativos para redução dos termos cruzados baseados na distribuição de energia do espectro.

CAPÍTULO 2

REVISÃO DE LITERATURA

2.1. A Contração do músculo esquelético

Aproximadamente 40% do corpo humano é formado por músculos esqueléticos e aproximadamente 10% é formado pelos músculos liso e cardíaco.

O músculo esquelético é formado por numerosas fibras. Segundo GUYTON e HALL (1998), o diâmetro das fibras pode variar entre 10 e 80 μm , muito embora LAMB e HOBART (1992) estendam o máximo diâmetro a 100 μm . O sarcolema é a membrana celular da fibra muscular. Na extremidade da fibra muscular, esta fina camada superficial se funde com a fibra tendinosa que se agrupa em feixes que irão formar os tendões dos músculos e, em seguida, inserirem-se nos ossos.

Cada fibra muscular contém miofibrilas, em número que oscila de várias centenas a muitos milhares. Cada miofibrila possui cerca de 1500 filamentos de miosina e cerca de 3000 filamentos de actina situados lado a lado.

A linha Z, que é formada por proteínas filamentosas diferentes das dos filamentos de actina e miosina, atravessa transversalmente as miofibrilas, ancorando cada miofibrila às suas vizinhas, por toda fibra muscular, e apresentando assim faixas claras e escuras, como o faz cada miofibrila. Essas faixas dão a aparência estriada do músculo esquelético e cardíaco. O trecho da miofibrila situado entre duas linhas Z sucessivas é chamado de sarcômero.

No estado relaxado, a extremidades de dois filamentos de actina, derivados das duas linhas Z sucessivas, apenas começam a se sobrepor entre si enquanto, ao mesmo tempo, ficam adjacentes aos filamentos de miosina. Por outro lado, no estado contraído, esses

filamentos de actina, foram puxados no sentido do centro do sarcômero, por entre os filamentos de miosina, estes se sobrepondo mais entre si. As linhas Z também são puxadas pelos filamentos de actina até se encostarem às extremidades dos filamentos de miosina. Desta forma, a contração muscular ocorre por um mecanismo de deslizamento dos filamentos.

O deslizamento dos filamentos de actina por entre os filamentos de miosina no sentido do centro do sarcômero é causado por forças mecânicas geradas pelas interações das pontes cruzadas dos filamentos de miosina, com os filamentos de actina.

Quando um potencial de ação (PA) passa ao longo da membrana de uma fibra muscular, implica na liberação de grande quantidade de íons Ca^{++} pelo retículo sarcoplasmático, que rapidamente, penetram nas miofibrilas. Os íons Ca^{++} ativam as forças entre os filamentos de actina e miosina, iniciando a contração. No entanto, também é necessária energia para a continuação do processo contrátil. Essa energia deriva das ligações de alta energia da Adenosina Trifosfato (ATP), que é degradado em Adenosina Difosfato (ADP) + P.

Exceto por 2% das fibras musculares, só existe uma junção neuromuscular em cada fibra muscular, situada próximo ao ponto médio da fibra (BASMAJIAN e De LUCA, 1985, GUYTON e HALL, 1998, LAMB e HOBART 1992, MERLETTI *et al.*, 1999). Desta forma, o PA se propaga do meio das fibras no sentido das suas extremidades. Esse duplo sentido de propagação é importante por permitir a propagação quase coincidente por todos os sarcômeros dos músculos, de modo que eles podem se contrair ao mesmo tempo, ao invés de separadamente.

A fibra muscular esquelética é tão grossa que os PA, ao se propagarem ao longo da fibra superficial, não chegam a causar qualquer fluxo de corrente na profundidade desta

fibra. Contudo, para produzir contração, as correntes elétricas devem penetrar até a vizinhança de todas as milhares de miofibrilas distintas, presentes em cada fibra. Isso é realizado por meio da transmissão do PA ao longo dos túbulos transversos (túbulos T) que atravessam toda a espessura da fibra muscular de um lado para o outro. O PA nos túbulos T, por sua vez, fazem com que o retículo sarcoplasmático libere íons Ca^{++} na vizinhança imediata de todas as miofibrilas, onde esses íons causam contração. Este processo global é chamado de acoplamento excitação-contração.

Quando um PA se propaga ao longo da membrana de uma fibra muscular, ele se propaga, também, pelos túbulos T, para o meio interno da fibra. As correntes induzidas pelo PA, em torno desses túbulos T, desencadeiam a contração muscular (Figura 2.1).

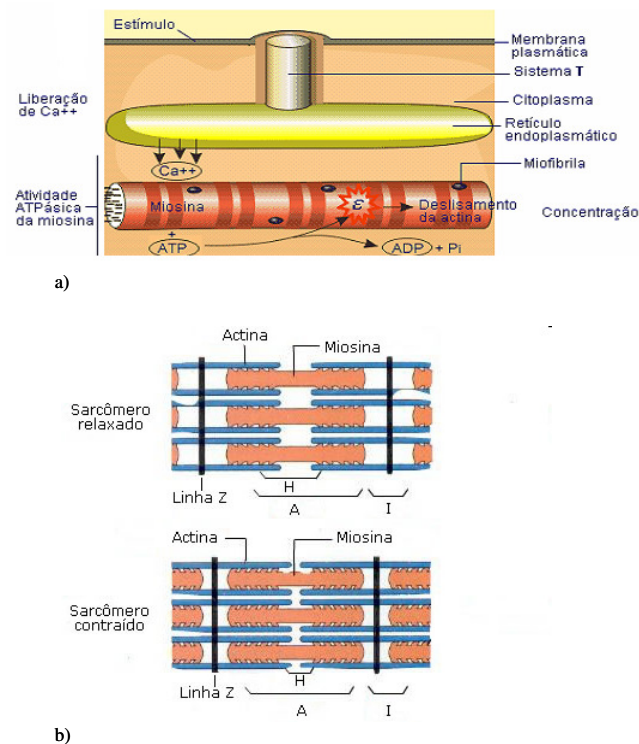


Figura 2.1: mecanismo da contração muscular. Estruturas envolvidas (a) e mecânica da contração (b).

As fibras musculares podem ser do tipo I ou vermelhas e do tipo II ou brancas. As primeiras estão mais ligadas ao metabolismo aeróbio. As últimas ainda subdividem-se em três grupos: IIA, IIB e IIC. A fibra do tipo IIA, apesar de ser prioritariamente anaeróbia, pode utilizar o metabolismo aeróbio de produção de energia. A fibra IIB é essencialmente anaeróbia e, por tanto não utiliza o metabolismo aeróbio. As fibras do tipo IIC podem “assumir” a função de IIA e IIB. A condução do impulso nervoso nas fibras do tipo II é mais eficiente por elas contarem com neurônios mais mielinizados que as fibras do tipo I.

As fibras musculares esqueléticas são inervadas por fibras nervosas mielinizadas calibrosas, que se originam dos grandes motoneurônios das pontas anteriores da medula espinhal. Cada fibra nervosa, normalmente, ramifica-se muitas vezes e estimula de três a várias centenas de fibras musculares esqueléticas. A terminação nervosa forma com a musculatura uma junção denominada junção neuromuscular, como já mencionado.

A fibra nervosa se ramifica, em sua extremidade, para formar um complexo de terminações neurais ramificadas, que se invaginam na fibra muscular, mas ficam inteiramente situadas por fora da membrana plasmática da fibra. Essa estrutura em sua totalidade é chamada de placa motora.

Na terminação axônica existem muitas mitocôndrias que fornecem energia, principalmente para a síntese do neurotransmissor excitatório acetilcolina. Quando um impulso nervoso chega à junção neuromuscular, algumas vesículas liberam acetilcolina pela terminação no espaço sináptico. Sabe-se, ainda, que o estímulo eficaz para promover a liberação de acetilcolina pelas vilosidades é a entrada de Ca^{++} .

O principal efeito da abertura dos canais regulados pela acetilcolina é o de permitir que grande número de íons Na^+ passem para o interior da fibra. Deste modo, ocorre uma alteração local do potencial, chamado de potencial da placa motora, de até 50 a 75 mV

(GUYTON e HALL, 1984). Por sua vez, esse potencial de placa motora desencadeia um PA na membrana muscular, do que decorre a contração muscular.

A unidade motora (UM) é a unidade funcional do movimento. Ela consiste no motoneurônio anterior e nas fibras musculares que ele inerva. O primeiro é formado por um corpo celular, um axônio e dendritos.

Aparentemente, pequenos músculos que produzem movimentos precisos, apresentam neurônios controlando poucas fibras musculares. Por outro lado, grandes músculos que produzem movimentos menos complexos, apresentam neurônios inervando várias fibras (GUYTON e HALL, 1998, MCARDLE, 1998, LAMB e HOBART, 1992).

Um músculo é capaz de ajustar a tensão produzida atendendo à demanda de várias tarefas pela interação de dois mecanismos: recrutamento e frequência de estímulo (LAMB e HOBART, 1992). O recrutamento se dá quando UMs inativas são ativadas inicialmente quando da necessidade de maior tensionamento da musculatura. A frequência de estímulo é o aumento da frequência de descarga das UMs ativas quando um aumento da força é requerido.

A disparidade no tempo de ativação de diferentes fibras musculares da mesma UM tem duas causas: o atraso variável introduzido pelo tamanho e diâmetro do ramo do axônio individual que inerva as fibras musculares e a descarga randômica de acetilcolina liberada na junção neuromuscular (BASMAJIAN e De LUCA, 1985).

A sequência resultante dos potenciais de ação da unidade motora (MUAP) é conhecida como trem de potencial de ação da unidade motora (MUAPT). A forma da onda da MUAP dentro do MUAPT permanecerá constante se a relação geométrica entre o músculo ativo e o eletrodo permanecer constante, se as propriedades de registro dos eletrodos não mudarem e se não houver uma mudança bioquímica significativa no tecido

muscular (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985). Desta forma, mudanças bioquímicas podem afetar a velocidade de condução da fibra muscular e as propriedades de filtragem do tecido muscular.

A forma da onda do MUAP depende em parte do formato da onda do PA intracelular da fibra muscular, principalmente quando utilizados eletrodos de profundidade porque esses eletrodos são desenvolvidos para registrar sinais de um pequeno grupo de UMs. Em lugares mais distantes, como a superfície da pele, a forma do MUAP depende mais da anatomia do músculo e das características do volume condutor que do formato do PA da fibra muscular (MCGILL e LATEVA, 2001). No entanto, alguns autores indicam uma forte influência do PA da fibra no MUAP, inclusive em registros distantes, devido à fase lenta de repolarização (DIMITROV e DIMITROVA, 2003). Desta forma, enquanto a duração do pico é em média 1,5 ms, a fase lenta de repolarização pode durar dezenas de ms.

2.2. A fadiga muscular

O termo fadiga pode estar relacionado a fatores como a capacidade aeróbia, falência cardíaca e renal crônica, câncer, anemia, entre outros (EVANS e LAMBERT, 2007). No entanto, esta revisão percorrerá apenas estudos que tenham se empenhado em caracterizar a fadiga relacionada à atividade muscular. Por conseguinte, após esta breve apresentação do mecanismo de contração do músculo esquelético, tratar-se-á, inicialmente, das bases fisiológicas da fadiga muscular, para depois discutir o conhecimento produzido no que tange à monitoração do processo de fadiga por meio do processamento do eletromiograma.

2.2.1. As bases fisiológicas da fadiga muscular

Muito embora existam diversas definições de fadiga, como redução da capacidade de produção de força, acredita-se que a definição mais apropriada seria “resposta muscular aquém do esperado ou aquém da resposta contrátil antecipatória” (MACINTOSH e RASSIER, 2002, MCCULLY *et al.* 2002). Segundo tais autores, a vantagem desta definição reside no fato dela ser sensível às mudanças progressivas do desempenho contrátil durante o exercício sustentado. Além disso, tal definição pode ser utilizada para identificar-se a fadiga com qualquer frequência de estimulação, servindo tanto para fadiga de baixas e altas frequências de estimulação.

O mecanismo de fadiga sofre influência direta da relação entre força e concentração de íons Ca^{++} , na medida em que tal mecanismo pode resultar tanto da queda de concentração de Ca^{++} quanto da sensibilidade reduzida das proteínas contráteis a uma dada concentração de Ca^{++} . A redução na sensibilidade destas proteínas pode estar relacionada à queda na afinidade entre os íons Ca^{++} e a troponina ou pela capacidade reduzida de geração de força por cada ponte cruzada (RASSIER e MACINTOSH, 2000). Considerando o processo de fadiga de baixa frequência, a queda na concentração de Ca^{++} nestas condições pode estar relacionada à redução na liberação de Ca^{++} , assim como a captação mais intensa destes íons. Desta forma, em ambos os casos existiria menos Ca^{++} para ligar-se à troponina, o que reduz a capacidade de produção de força pela musculatura (MACINTOSH e RASSIER, 2002). A produção de força, por sua vez, depende da concentração de Ca^{++} no mioplasma, a sensibilidade das proteínas miofibrilares a este íon e a produção de força durante a ativação máxima das pontes cruzadas (ALLEN *et al.*, 2002).

MACINTOSH e RASSIER (2002) citam vários mecanismos relacionados ao decréscimo na liberação de Ca^{++} pelo retículo sarcoplasmático, incluindo o comprometimento do processo de transmissão neuromuscular, atenuação do potencial de

ação de membrana, interrupção na comunicação entre o receptor dihidropiridina e o receptor rianodina, impedimento na abertura dos canais de Ca^{++} no retículo sarcoplasmático, redução na concentração de Ca^{++} livre no receptáculo terminal. A concentração de glicogênio muscular seria outro fator relacionado à redução na liberação do Ca^{++} (CHIN e ALLEN, 1997). Allen *et al.* (2002) sugerem que a inibição na abertura dos canais de Ca^{++} nos retículos sarcoplasmáticos está relacionada ao aumento na concentração de Mg^{++} , assim como à redução na concentração de ATP e que, por outro lado, músculos que apresentam concentração aumentada de glicogênio podem apresentar apenas pequenas alterações nas concentrações de Mg^{++} e ATP ao final de uma única contração fatigante.

Outro mecanismo relacionado à redução na liberação dos íons Ca^{++} seria o aumento na concentração de fosfato no mioplasma celular. Tal aumento forçaria a entrada do fosfato no retículo sarcoplasmático, permitindo a ligação do fosfato com o Ca^{++} . A redução de Ca^{++} livre no retículo sarcoplasmático poderia explicar a redução de sua oferta durante a fadiga (ALLEN *et al.*, 2002; HEPPLER, 2002; MCCULLY *et al.*, 2002).

A concentração de H^+ é outro fator que pode induzir ou acelerar o processo de fadiga na medida em que a concentração majorada deste íon pode alterar o pH intracelular, dificultando o mecanismo fisiológico da contração muscular (Figura 2.2). Contudo, segundo MCCULLY *et al.*, (2002), este mecanismo seria mais expressivo com as exercitações sendo feitas em ambientes com temperaturas mais baixas. Tais autores afirmam ainda que a maioria dos estudos que mostraram evidências concretas do efeito do pH no processo de fadiga foram conduzidos em temperatura ambiente muito baixa (< 15 °C).

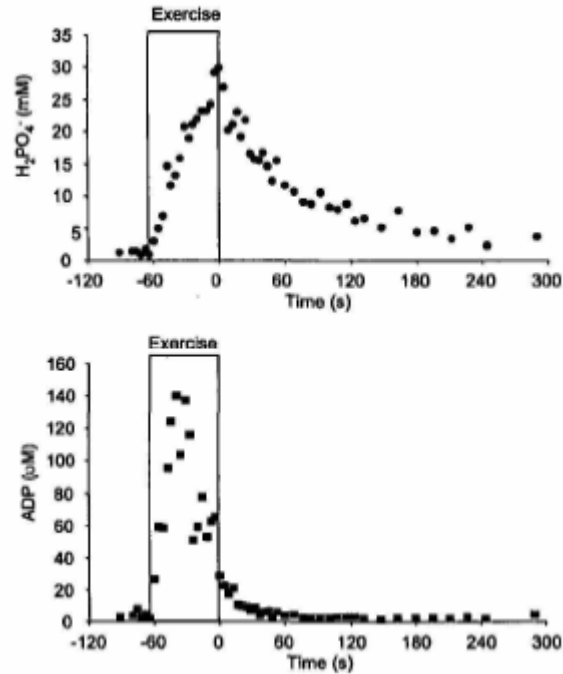


Figura 2.2: Alterações nos metabólitos musculares H₂PO₄⁻ e ADP em músculos da face posterior da perna humana durante e após 64 s de flexão plantar voluntária rápida. Adaptado de MCCULLY *et al.*, (2002).

2.2.2. Eletromiografia e fadiga

Como descrito no capítulo inicial, o processo de fadiga muscular pode ser monitorado através do sinal mioelétrico, cujo processamento permite o acompanhamento das características de amplitude e frequência do sinal por meio das mais variadas técnicas. Sendo assim, esta parte da revisão vai tratar do conhecimento produzido com respeito à fadiga muscular utilizando como instrumento de análise o espectro do sinal de EMG.

A frequência média (POTVIN e BENT, 1997; TROIANO *et al.*, 2008; HOSTENS *et al.*, 2004) e a frequência mediana (FM) (LINDEMAN *et al.*, 1999; EBENBICHLER *et al.*, 1998; TUCKER *et al.*, 2009) têm sido as variáveis mais utilizadas no acompanhamento do comportamento espectral do EMG em condição de fadiga. Contudo, alguns autores vêm propondo novos índices direcionados à monitoração do processo de fadiga muscular.

Neste sentido, além da FM e da frequência média, encontram-se disponíveis na literatura trabalhos onde o acompanhamento do processo de fadiga se deu por meio da análise de componentes principais (DUCHÊNE e GOUBEL, 1990), do acompanhamento da FMI e da frequência média instantânea relacionadas ao mapa tempo-frequência do EMG (BONATO *et al.*, 2003; BONATO *et al.*, 2002, MOLINARI *et al.*, 2006; ROY *et al.*, 1998, COOREVITS *et al.*, 2008; HOSTENS *et al.*, 2004).

Mais recentemente, DIMITROV *et al.*, (2006) propuseram a utilização do que chamaram de novo índice espectral. Tal índice se caracteriza pela razão entre momentos espectrais de ordem -1 e de ordem k, este assumindo os valores 2, 3, 4 e 5. O índice espectral é calculado pela seguinte equação:

$$IED = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f^{-1} \cdot PS(f) \cdot df}{\int_{f_1}^{f_2} f^k \cdot PS(f) \cdot df}$$

onde IED é o índice espectral de Dimitrov; PS(f) é a potência espectral em cada frequência f; f1 e f2 são, respectivamente, a frequência de corte inferior e a frequência de corte superior do filtro passa banda aplicado no processamento dos sinais.

Após comparar o coeficiente de correlação intraclasse (ICC) dos valores do IED com os valores da FM convencional, os autores sugeriram que o IED com k = 5 foi aquele onde o ICC mais se aproximou da FM. No entanto, foi sugerido que tal índice não seria sensível a variações na taxa de recrutamento das UMs controladas pelo sistema nervoso central. Desta forma, o IED seria mais indicado para acompanhar o desenvolvimento da fadiga periférica.

2.2.3. Produção Recente

ARABADZHIEV *et al.*, (2009) discutiram a afirmação de que as alterações na amplitude do EMG durante a fadiga, visualizadas tanto pelo valor RMS quanto pelo EMG integrado (IEMG), são prioritariamente relacionadas ao comando central. Tomando por base alguns sinais simulados, tais autores sugerem que o comprimento do potencial de ação intracelular (IAP), dado pelo produto entre aduração do IAP e a velocidade de condução na fibra, poderia afetar mais intensamente a amplitude do EMG do que as alterações no comando central. Desse modo, o fator determinante seria o número de UMs ativas e suas taxas de recrutamento. Portanto, seria errôneo assumir que as mudanças na amplitude do EMG estariam relacionadas apenas aos fatores centrais. Recomendou-se ainda normalizar os valores RMS do sinal pelo RMS da onda M para identificar se as alterações em amplitude são de origem central ou periférica, pois este procedimento seria mais apropriado do que utilizar a amplitude pico a pico e a integral da onda M na normalização.

MESIN *et al.*, (2009) analisaram o decréscimo da velocidade de condução do MUAP e a sincronização do recrutamento de UMs com o intuito de investigar, respectivamente, os processos de fadiga periférica e fadiga central. Para tanto, utilizaram sinais simulados e experimentais, estes capturados por meio de uma matriz de eletrodos posicionados na altura do músculo vasto lateral a 80% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Através da estimação de índices como velocidade de condução relacionada à fadiga periférica e dimensão fractal atrelada à fadiga central, tais autores encontraram resultados similares no que tange aos sinais simulados e experimentais, denotando que tais índices podem ser utilizados para analisar as contribuições de cada mecanismo de fadiga.

HENDRIX *et al.* (2009) propuseram um modelo matemático no domínio da frequência similar ao de estimativa do limiar de fadiga eletromiográfico baseado em amplitude, aplicando o modelo em sinais provenientes do músculo vasto lateral em

diferentes percentuais de CIVM. Os resultados foram comparados com o denominado torque crítico, ou seja, o coeficiente de regressão linear entre o trabalho isométrico máximo e o tempo até a exaustão. Não houve diferenças significativas entre os métodos, indicando que a variação espectral do modelo matemático poderia ser utilizada no acompanhamento do processo de fadiga. No entanto, tal modelo necessita de mais testes para ser considerado um índice válido para acompanhar o processo de fadiga.

KELLIS e KOUVELIOTI (2009) avaliaram os efeitos da fadiga em extensores e flexores de joelho nos mecanismos de aterrissagem após protocolos de extensão e flexão isocinética do joelho em sua fase concêntrica. A fadiga dos flexores influenciou a aterrissagem de forma distinta dos extensores, uma vez que a exercitação prévia de extensores acarretou redução da força de reação do solo, aumento no ângulo de flexão do joelho, redução na atividade da musculatura posterior de coxa e uma razão quadríceps/posteriores (Q/P) de coxa aumentada. A fadiga de flexores não alterou a força de reação do solo, promovendo, contudo, modificações na atividade do vasto medial, dos gastrocnêmios e do bíceps femoral, além de redução na razão Q/P. A interpretação destes resultados sugere que a fadiga de extensores pode conduzir a situações de risco, principalmente no que tange a integridade do ligamento cruzado anterior (LCA). Neste sentido, outros autores demonstraram que a ativação e a produção de força excessiva da musculatura do quadríceps, em relação aos posteriores de coxa, aumentam a tensão no LCA (DRAGANICH e VAHEY, 1990; LI *et al.*, 1999; DEMORAT *et al.*, 2004).

GONZÁLEZ-IZAL *et al.* (2009) analisaram as alterações na produção de força e nos parâmetros temporais e espectrais oriundos do EMG do vasto lateral, do vasto medial e do bíceps femoral de quinze indivíduos durante a execução de cinco séries de 10 repetições máximas do exercício *leg press*. Os parâmetros derivados do EMG foram a amplitude

média, a frequência mediana, o IED, além da média temporal e da variância da frequência média instantânea. A produção de força reduziu-se gradativamente com a progressão das repetições. A combinação dos parâmetros IED e média temporal da frequência média instantânea constituíram o melhor indicador para acompanhar o processo de fadiga. Igualmente, o IED pareceu ser o mais indicado para avaliar as alterações na produção de força em situações que envolvam mobilização de cargas elevadas de forma dinâmica. Desta forma, tal índice deve ser testado mais vezes em diferentes condições de carga, de repetições e em diferentes musculaturas para ser integralmente validado, uma vez que a fadiga relacionada ao treinamento de força pode estar relacionada ao tipo de carga (KOMI e RUSCO, 1974; KOMI e VIITASALO, 1977), à intensidade e quantidade da mesma (LINNAMO *et al.*, 1998), e ao tipo de fibra componente do músculo exercitado (EVANS e LAMPERT, 2007).

GRUET *et al.* (2009) compararam parâmetros temporais e espectrais do EMG dos vastos lateral e medial, assim como do reto femoral de indivíduos normais com outro grupo acometido por fibrose cística. O protocolo contou com contrações sustentadas a 100% e 50% da CIVM até a exaustão. Os resultados sugerem que especialmente os parâmetros espectrais do reto femoral (FM) podem ser ferramentas válidas para o acompanhamento clínico de pacientes acometidos pela fibrose cística.

FALLA *et al.* (2009) compararam o comportamento da amplitude do EMG de contração isométrica do trapézio de mulheres acometidas por fibromialgia com um grupo controle formado por mulheres saudáveis. O grupo controle realizou a tarefa duas vezes, sendo uma delas após a injeção de solução salina para indução de dor no momento da contração. Os achados sugerem que a dor muscular impede a adequação da atividade da

porção superior do trapézio o que poderia induzir ao recrutamento demasiado de grupamentos musculares similares durante a fadiga.

Por outro lado, a exposição prévia a vibrações por um curto período de tempo não parece influenciar o processo de fadiga isométrica do trapézio, considerando a tarefa de elevação das escápulas (ASTRÖM *et al.*, 2009). No entanto, esta musculatura participa de movimentos mais complexos, como a abdução do ombro acima dos 90° (RASCH e BURQUE, 1977), torna-se relevante avaliar o efeito das vibrações no processo de fadiga nestas condições, bem como em contrações dinâmicas.

ROMAN-LIU e KONARSKA (2009) estudaram as alterações nas bandas de frequência da função densidade espectral de potência (PSD) do EMG do trapézio e do extensor superficial dos dedos, assim como nos parâmetros FM e frequência média, impondo aumentos nos níveis de ativação que variavam de acordo com percentuais do RMS máximo, os quais estendiam-se entre 0,5% e 30%. As autoras esperavam determinar as bandas de frequência que apresentam a menor dependência dos níveis de ativação. Tal banda de frequência foi a situada entre 76 e 140 Hz. Uma crítica que pode ser feita a este trabalho reside na frequência de corte inferior do filtro passa-banda utilizado (8-500 Hz). Considerando a proximidade do trapézio em relação à cavidade cardíaca, deve-se supor que o sinal desta musculatura esteja contaminado pelo eletrocardiograma, cuja grande concentração de energia se estende até 30 Hz. Desta forma, acredita-se que as autoras deveriam optar por uma frequência inferior de corte de pelo menos 30 Hz.

ALIZADEHKHAIYAT *et al.* (2009) investigaram as alterações no espectro e na amplitude do EMG dos músculos do antebraço de indivíduos com sintomas de epicondilite lateral (EL), outro grupo assintomático com histórico de EL e mais um grupo controle. Os autores sugeriram não haver diferenças significativas no processo de fadiga entre os grupos.

Contudo, para o extensor radial do carpo, o grupo acometido pela EL apresentou tendência de redução do valor RMS, ao contrário dos outros grupos. Tal comportamento pode estar relacionado ao sinergismo muscular, uma vez que musculaturas agonistas podem estar contribuindo mais para a sustentação da atividade (BOIAS *et al.*, 2009; PEREIRA *et al.*, 2009).

Com o intuito de investigar o que se denomina *hiking position*, movimento de sustentação do tronco fletido onde os pés e a porção central da coxa permanecem fixos, respectivamente, sob e sobre superfícies rígidas diferentes, BOIAS *et al.* (2009) analisaram as estratégias de sinergismo das musculaturas superficiais envolvidas no movimento. Os resultados sugerem que indivíduos treinados utilizam-se de estratégias de recrutamento que retardam o processo de fadiga muscular, como denotam os dados advindos do processamento do EMG.

SUNG *et al.* (2009) se propuseram a verificar a existência de diferenças no processo de fadiga nas porções lombar e torácica dos músculos eretores da coluna entre indivíduos acometidos de lombalgia e assintomáticos. O EMG destes músculos foi coletado em uma variação do teste proposto por BIERING-SORENSEN (1984), caracterizado pela manutenção da postura em decúbito ventral sobre um aparelho, onde todo o tronco do indivíduo localizava-se fora do apoio. O membro inferior de cada sujeito foi devidamente fixado no aparelho logo acima do tornozelo. Ao que parece, os sujeitos que apresentam lombalgia tendem a apresentar maior fadigabilidade da porção torácica dos eretores da coluna, indicando que esta musculatura deveria ser considerada nos programas de reabilitação. Além disso, seria interessante estudar o processo de fadiga destas porções do eretor da coluna em indivíduos acometidos por toracicalgia.

GRONDIN e POTVIN (2009) investigaram as respostas das musculaturas da coluna vertebral a cargas repentinas em condições normais, na presença de fadiga das musculaturas extensoras, bem como na combinação da fadiga de extensores e flexores da coluna. Os resultados mostram aumentos na ativação das musculaturas antagonistas em condição de fadiga da agonista, mesmo quando havia somente um grupamento em fadiga. Sugeriu-se que tal comportamento estaria relacionado ao mecanismo de co-contração entre os grupamentos para manter a estabilidade em virtude do comprometimento na coordenação.

DUPEYRON *et al.* (2009) mensuraram a resposta latente e as mudanças na amplitude de músculos lombares e abdominais após acentuadas forças externas terem sido aplicadas sagitalmente no tronco de cada indivíduo antes e depois do processo de fadiga. As forças foram aplicadas com e sem o conhecimento dos indivíduos. Após a fadiga, a amplitude do reflexo dos extensores da coluna aumentou em ambas as condições testadas, ao contrário da resposta latente que reduziu. Além disso, os reflexos latentes desta musculatura foram significativamente menores quando os sujeitos esperavam o estímulo. Estes dados sugerem que uma perturbação externa acentuada pode acarretar respostas mais intensas da musculatura paravertebral e possivelmente uma pré-ativação da musculatura em virtude da redução da força muscular devido à fadiga. A expectativa dos sujeitos com relação à aplicação das forças externas nas situações onde eles não deveriam esperar pode constituir uma limitação importante deste estudo.

YASSIERLI e NUSSBAUM (2009) avaliaram os efeitos da idade, do gênero e do tipo de tarefa motora no desenvolvimento da fadiga em extensões isocinéticas de tronco e testaram a sensibilidade dos parâmetros derivados do EMG na caracterização da fadiga. Os indivíduos realizaram a tarefa com 30% e 40% da CIVM até a exaustão. A idade e o gênero

não apresentaram implicações significativas (apenas marginais) para o aparecimento da fadiga, ao contrário do nível dos esforços, onde esforços maiores consistiram em menor tempo de exercitação e mudanças mais rápidas nos indicadores de fadiga. Por outro lado, foram encontrados efeitos interativos entre gênero e idade com respeito ao nível de esforço. Além disso, a sensibilidade dos parâmetros derivados do EMG foi considerada baixa com respeito às contrações dinâmicas.

TUCKER *et al.* (2009) pesquisaram as alterações nas distribuições espaciais na amplitude do EMG da musculatura eretora da coluna, capturada via matriz de eletrodos, em duas condições distintas de isometria. A primeira consistia em incrementos de 2,5 kg a cada 20 s até atingir a sobrecarga de 15 Kg. Na segunda, os indivíduos sustentaram 6 min de ativação com a sobrecarga de 7,5 Kg. Os valores RMS aumentaram concomitantemente com os incrementos de sobrecarga, ao contrário dos parâmetros espectrais, que se mantiveram constantes. Por outro lado, os valores RMS permaneceram constantes, em oposição à FM que apresentou redução. O centro de atividade dos valores RMS (CRMS) – dado pelo eletrodo com maior valor eficaz - deslocou-se no sentido caudal ao longo do tempo na tarefa de sustentação da sobrecarga. No entanto, não houve deslocamento do CRMS com a variação da sobrecarga. Estes resultados apontam estratégias distintas nos padrões de ativação das musculaturas paravertebrais em situações de sustentação de carga e incremento da mesma, de onde se pode recomendar a consideração destes dados na construção dos protocolos de reabilitação e treinamento.

VAN DIEËN *et al.* (2009) utilizaram os parâmetros advindos do EMG para investigar a manifestação da fadiga muscular na musculatura extensora da coluna em atividades de baixa intensidade para avaliar a associação da fadiga com a queda na oxigenação local. Os

resultados indicam a implantação da fadiga, sem, contudo, apresentar redução na oferta de oxigênio.

Utilizando o limiar eletromiográfico de fadiga (LFEMG), definido como a maior intensidade do exercício sem alterações no EMG, OLIVEIRA e GONÇALVES (2009) avaliaram os efeitos de um programa de treinamento contra resistência baseado no LFEMG no comportamento da amplitude (RMS) e frequência (FM) do EMG dos músculos Bíceps braquial, braquiorradial, tríceps braquial e multífidos. Os dados mostraram que o treinamento influenciou mais acentuadamente a amplitude do que a frequência do EMG.

OLIVEIRA e GONÇALVES (2009) avaliaram o EMG dos músculos multífidos, grande dorsal e iliocostal nos domínios do tempo e da frequência durante o exercício de flexão de cotovelo, após a realização de 3 CIVM de 5 s. Os exercícios dinâmicos foram executados com intensidades de 25%, 30%, 35% e 40% de uma repetição máxima. Os autores relataram aumentos nos valores RMS e reduções na frequência mediana. Não houve diferença entre os músculos com respeito às taxas de variação dos valores RMS. Considerando os valores de frequência mediana, os coeficientes lineares das retas de regressão dos multífidos e dos iliocostal foram significativamente maiores que do grande dorsal, indicando possíveis diferenças nas velocidades de condução das fibras musculares destes músculos. Sugeriu-se que os músculos do tronco são diferentemente acionados no exercício de flexão de cotovelo em posição ereta e que a fadiga afeta os músculos da região lombar de forma semelhante.

DIMITROVA *et al.* (2009) testaram a aplicabilidade dos índices de fadiga muscular em sinais EMG detectados em diferentes distâncias do ponto motor das fibras musculares do bíceps braquial durante várias intensidades de carga isométrica. Uma barra de eletrodos com pólos distanciados de 5 mm foi utilizada para a captura do EMG. Foi sugerido

novamente que o IED é mais sensível do que a frequência média e a frequência mediana no que tange à detecção da fadiga. Também foi relatado variações nas frequências características do EMG e nos valores dos índices espectrais em esforços submáximos, o que poderia estar relacionado ao rodízio na ativação das UMs ou ao recrutamento de novas UMs.

Por meio da aplicação de vibrações de alta frequência (300 Hz) na altura do bíceps braquial de 10 indivíduos, CASALE *et al.* (2009) avaliaram os efeitos destas vibrações no EMG do bíceps braquial, tentando determinar se a origem de tais efeitos era central ou periférica. O protocolo de testes consistiu em contrações sustentadas a 30% e 60% da CIVM, assim como sessões de eletroestimulação antes e após a realização do tratamento. Os sinais foram amostrados com a utilização de uma matriz contendo 16 eletrodos. Os parâmetros frequência média, média do sinal retificado e velocidade de condução foram obtidos e depois submetidos à regressão linear. Conclui-se que as vibrações não induziram mudanças a nível periférico. Contudo, verificaram-se alterações nas contrações voluntárias a 60% da CIVM, onde a velocidade de condução reduziu significativamente, sugerindo uma modificação do comando central na ordem de recrutamento das unidades motoras. Tal modificação foi interpretada como uma resposta adaptativa à repetição das vibrações.

BARANDUN *et al.* (2009) investigaram as alterações na produção de força e nos parâmetros espectrais relacionados ao EMG do músculo abductor do polegar em contração isométrica. Os sinais foram coletados através de matrizes de eletrodos. Além da velocidade de condução, os parâmetros espectrais estudados foram a frequência média obtida pela FFT e a frequência média instantânea referente à transformada Wavelet. O músculo adutor do polegar apresentou uma aparente baixa resistência à fadiga. Além disso, as quedas relativas

da frequência média e da frequência média instantânea foram maiores do que aquelas experimentadas pela velocidade de condução e pela força.

CAPÍTULO 3

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. A Cohen Class

Um exemplo bem esclarecedor referente à aplicabilidade das transformadas tempo-frequência foi utilizado por COHEN (1989). Ele sugere que se a variação da intensidade da luz do sol durante todo o dia fosse lenta, poder-se-ia utilizar a transformada de Fourier de algumas fases do dia para analisar as mudanças em sua intensidade. Na medida em que a variação fosse ficando mais rápida, seria necessário diminuir a janela para dimensões apropriadas, acarretando a redução da resolução espectral. No entanto, existem situações em que a variação é tão rápida que seria problemático encontrar janelas de tempo suficientemente pequenas onde o sinal fosse minimamente estacionário, além de reduzir muito a resolução espectral. Desta forma, a questão central da transformada tempo-frequência é arquitetar uma distribuição articulada entre tempo e frequência onde seja permitida a descrição da densidade de energia ou da intensidade do sinal simultaneamente no tempo e na frequência, de forma a retornar uma resolução adequada, sem a necessidade da estacionariedade dos sinais.

O espectrograma é uma transformada tempo-frequência que assume a estacionariedade do sinal, em certo período de tempo (CHOI e WILLIAMS, 1989; BONATO *et al.*, 1997; BONATO *et al.*, 2001b; ROY *et al.*, 1998). Tal transformada corresponde à aplicação de uma janela de curta duração no sinal ao longo de cada amostra temporal depois de computar a magnitude quadrática da STFT (DUCHÊNE e DEVEDEUX, 1998; (BOASHASH, 2003) e pode ser considerada como um caso especial da *Cohen Class* (CHOI e WILLIAMS, 1989; DUCHÊNE e DEVEDEUX, 1998).

As transformadas tempo-frequência pertencentes ao grupo das *Cohen Class* apresentam a seguinte distribuição:

$$D(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} R(t, \tau) g(\theta, \tau) e^{-j2\pi\theta(t'-t)} e^{-j2\pi f\tau} d\theta dt' d\tau \quad (1)$$

onde $D(t, f)$ é a distribuição tempo-frequência, $R(t, z) = x(t + \tau/2) x^*(t - \tau/2)$ é a função de autocorrelação instantânea do sinal considerado $x(t)$, $x^*(t)$ é o complexo conjugado, τ é o atraso no tempo, θ é o atraso na frequência e $g(\theta, \tau)$ é o núcleo da transformada. Como exposto antes, $g(\theta, \tau)$ não é dependente do tempo e da frequência; desta forma, a distribuição resultante não varia com alterações no tempo e na frequência. Segundo BONATO *et al.* (1997), esta característica é importante considerando a representação tempo-frequência do sinal proveniente da eletromiografia de superfície, uma vez que este sinal apresenta grandes variações, principalmente em contrações dinâmicas.

Dentre as transformadas desta classe, a distribuição Wigner-Ville (WV) é bastante conhecida e pode ser obtida da equação acima assumindo que o núcleo da transformada tem valor unitário, ou seja, $g(\theta, \tau) = 1$. A principal aplicação desta transformada é atrelada à análise de sinais determinísticos com uma componente apenas, retornando grande resolução de tempo e frequência. Por outro lado, não é muito indicado aplicá-la para analisar sinais com muitos componentes uma vez que a bilinearidade da transformada induz a presença de termos cruzados (WILLIAMS, 1998; COHEN, 1989).

CHOI e WILLIAMS (1989) propuseram uma transformada denominada distribuição exponencial. Tal nome foi adotado devido à característica assumida pelo núcleo da transformada:

$$g(\theta, \tau) = e^{-\frac{1}{\sigma}(\theta^2 + \tau^2)} \quad (2)$$

Uma característica muito importante desta distribuição é a capacidade de reduzir os termos cruzados mantendo uma alta resolução (CHOI e WILLIAMS, 1989; WILLIAMS, 1998; COHEN, 1989; BOASHASH, 2003).

O núcleo da transformada é aplicado no plano (θ, τ) , denominado plano ambíguo. Para pequenos valores de σ , a ambiguidade é preservada próxima ao eixo do plano, atenuando os componentes afastados do eixo. Considerando que em sinais com várias componentes os auto-termos são localizados geralmente próximos ao eixo do plano (θ, τ) , enquanto os termos cruzados ficam mais afastados do mesmo (BOASHASH, 2003; COHEN, 1989, o efeito do filtro é suprimir os termos cruzados sem, contudo, afetar substancialmente os componentes do sinal (CHOI e WILLIAMS, 1989).

Na medida que os valores de σ se tornam muito grandes, a distribuição exponencial tende para a *Wigner-Ville* devido ao corpo da transformada estar se aproximando de 1. Isto promove a melhor resolução, muito embora os termos cruzados tornem-se maiores (WILLIAMS, 1998). Sendo assim, o valor de σ deve ser adaptado para cada caso. BONATO *et al.* (1996) atribuíram um valor unitário a σ e obtiveram bons resultados no que tange à redução dos termos cruzados. A distribuição exponencial foi obtida utilizando janelas retangulares com comprimento de 25 amostras.

A aplicabilidade da Choi-Williams foi descrita para avaliação de sinais não estacionários, como o EMG de superfície capturado durante as contrações dinâmicas. Contudo, por definição, a frequência centróide a cada intervalo de tempo é derivada da frequência instantânea do sinal (CHOI e WILLIAMS, 1989), ou seja, a frequência mediana instantânea ou a frequência média instantânea. Desta forma, este novo parâmetro, deve ser adotado para acompanhar o comportamento da energia do sinal em paralelismo com o deslocamento da frequência mediana para frequências mais baixas em contrações isométricas.

3.1.1. A transformada Wigner-Ville.

A distribuição Wigner-Ville enfatiza a utilização do sinal analítico e reconhece a contribuição de Ville que, em 1948, apresentou a distribuição no contexto de processamento de sinais. Percebendo que um sinal poderia conter frequências tempo-dependentes, Ville procurava desenvolver um “espectro instantâneo” que possuísse atributos de densidade de energia e satisfizesse as chamadas condições marginais.

Como exposto anteriormente, uma das principais limitações desta distribuição é o aparecimento de termos cruzados quando da aplicação da mesma em sinais multicomponentes. Segundo Cohen (1989), para um sinal $x(t)$, a distribuição pode ser definida como:

$$WV(t, w) = \int_{-\infty}^{\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right)x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right)e^{-jw\tau} d\tau \quad (3)$$

Segundo CARDOSO (1996), a presença de termos cruzados nesta distribuição pode ser facilmente vista, considerando um sinal analítico com N componentes de frequência descrito como:

$$x(t) = \sum_{i=1}^n A_i e^{jW_i t} \quad (4)$$

onde A_i e W_i são, respectivamente, a magnitude e a frequência de cada componente.

Substituindo tal termo na equação geral da transformada WV, obtém-se:

$$WV(t, w) = \int_{-\infty}^{\infty} \sum_{n=1}^N A_n e^{jW_n (t + \frac{\tau}{2})} \cdot \sum_{m=1}^M A_m e^{-jW_m (t - \frac{\tau}{2})} e^{-jW\tau} d\tau \quad (5)$$

esta equação resulta em:

$$WV(t, w) = 2\pi \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M A_n A_m e^{-j(W_n - W_m)t} \cdot \delta(W - \frac{W_n + W_m}{2}) \quad (6)$$

onde $\delta(\)$ é a função delta de Dirac. Todos os termos onde $(n = m)$ desta equação representam energia verdadeira do sinal, ou seja, auto-termos, podendo ser descritos como:

$$AT = 2\pi \sum_{n=1}^N (A_n)^2 \delta(W - W_n) \quad (7)$$

por outro lado, os termos onde $(n \neq m)$ representam a influência cruzada entre diferentes componentes de frequência, ou seja, os termos cruzados, sendo descritos como:

$$TC = 2\pi \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M A_n A_m e^{j(W_n - W_m)t} \delta(W - \frac{W_n + W_m}{2}) \quad (8)$$

onde $A_n A_m e^{j(W_n - W_m)t}$, $(n \neq m)$, representa a influência na energia cruzada entre os componentes de frequência W_n e W_m e aparecem na frequência $(W_n + W_m)/2$. É um termo oscilatório no tempo e pode ser tanto positivo quanto negativo.

A Figura (3.1) representa a transformada WV do sinal $x(t) = \text{sen}(100t) + 1,2 \text{ sen}(150t) + 1,5 \text{ sen}(175t) + \cos(125t) + 1,2 \cos(180t)$. Note-se a presença de energia em frequências inexistentes em $x(t)$, situadas entre as frequências formadoras dos sinais.

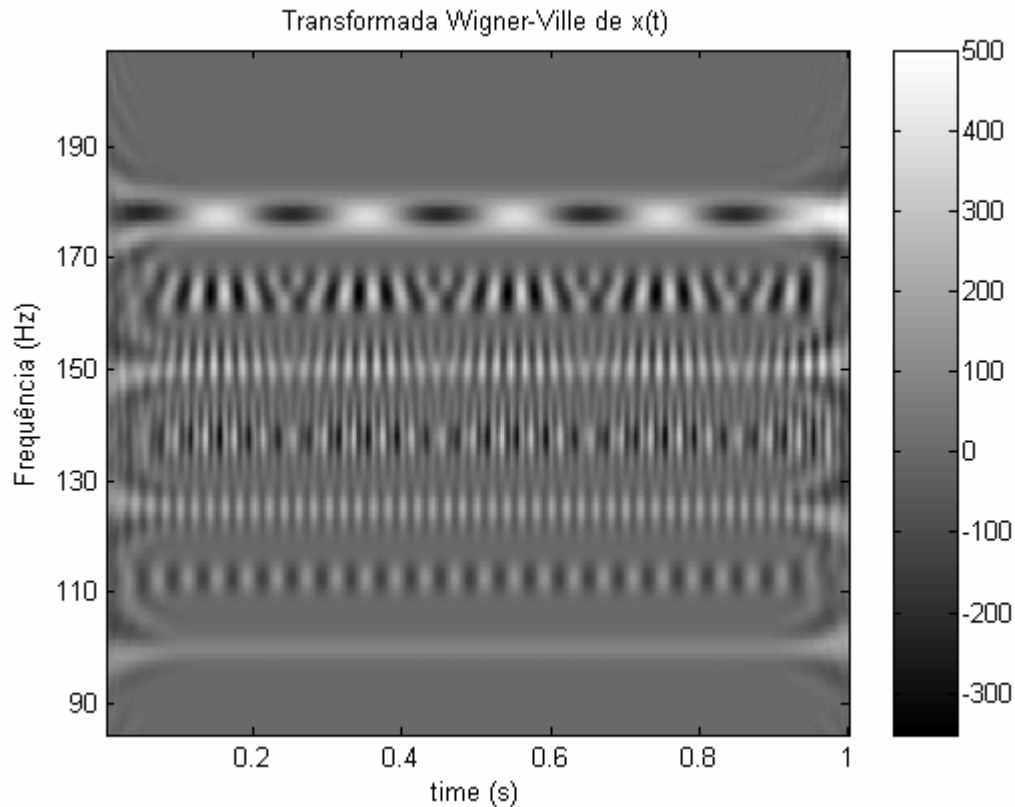


Figura 3.1: Transformada WV do sinal $x(t)$.

FAN e EVANS (1994) sugeriram que apenas os valores positivos da distribuição WV deveriam ser levados em conta, tendo em vista que a magnitude dos auto-termos é quadrática. Desta forma, desprezando-se os valores negativos, reduz-se consideravelmente a influencia dos termos cruzados na distribuição, pois estes podem assumir valores negativos e positivos.

3.1.2. O Espectrograma

O espectrograma, ou STFT tem sido uma das ferramentas mais utilizadas para a análise de espectros variantes no tempo. Baseia-se no princípio de que para analisar o que está acontecendo em um determinado intervalo de tempo, deve-se utilizar uma pequena parte do sinal centralizado no entorno deste intervalo, calcular o seu espectro de energia e

repetir o mecanismo para cada instante de tempo. Segundo COHEN (1989), considerando a função de janelamento $h(t)$, centralizada em t , calcula-se o espectro de $x(\tau)h(\tau-t)$, ou seja:

$$s_t(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int e^{-j\omega\tau} x(\tau)h(\tau-t) d\tau \quad (9)$$

Tal equação representa a STFT. O espectrograma é a densidade espectral de energia que pode ser considerada como a densidade de energia nos pontos t e ω , sendo representado por:

$$P_s(t, \omega) = |S_t(\omega)|^2 \quad (10)$$

A função de janelamento controla a contribuição relativa, sendo imposta em diferentes partes do sinal. Desta forma, escolhendo-se uma janela que privilegia o intervalo próximo ao ponto de observação com relação aos outros pontos, o espectrograma pode ser utilizado para estimar quantificações locais. Além disso, as propriedades básicas do espectrograma dependem da forma funcional da janela escolhida (COHEN, 1989), usualmente *Hanning* para sinais EMG.

O espectrograma é notadamente formado apenas por valores positivos, uma vez que é representado pela magnitude quadrática da STFT e não apresenta termos cruzados, presentes na grande maioria das transformadas que integram as chamadas *Cohen class*, como a WV e a CW. Outra vantagem é o tempo relativamente curto de processamento para a obtenção da transformada.

A janela de observação escolhida permite a localização do espectro em tempo. No entanto, a tentativa de visualização das componentes de frequência em períodos muito pequenos pode reduzir significativamente a resolução em frequência (BOASHASH, 2003) e tornar a ferramenta imprópria para o acompanhamento fiel do espectro no tempo em sinais multicomponentes como é o caso do EMG (Figura 3.2).

Por meio da observação da Figura (3.2), verifica-se que a utilização do espectrograma em uma janela de 100 ms deturpou a visualização das características espectrais do sinal no tempo, havendo inclusive diferença de distribuição da energia nas frequências em função do tempo. Tal fato pode ser verificado na comparação com o processamento do mesmo sinal com a transformada CW.

Para janelas temporais maiores que 250 ms, o espectrograma apresenta resolução suficiente para acompanhar as características espectrais do sinal (POTVIN e BENT 1997) ao longo do tempo, desde que se trate de um sinal estacionário nesse período.

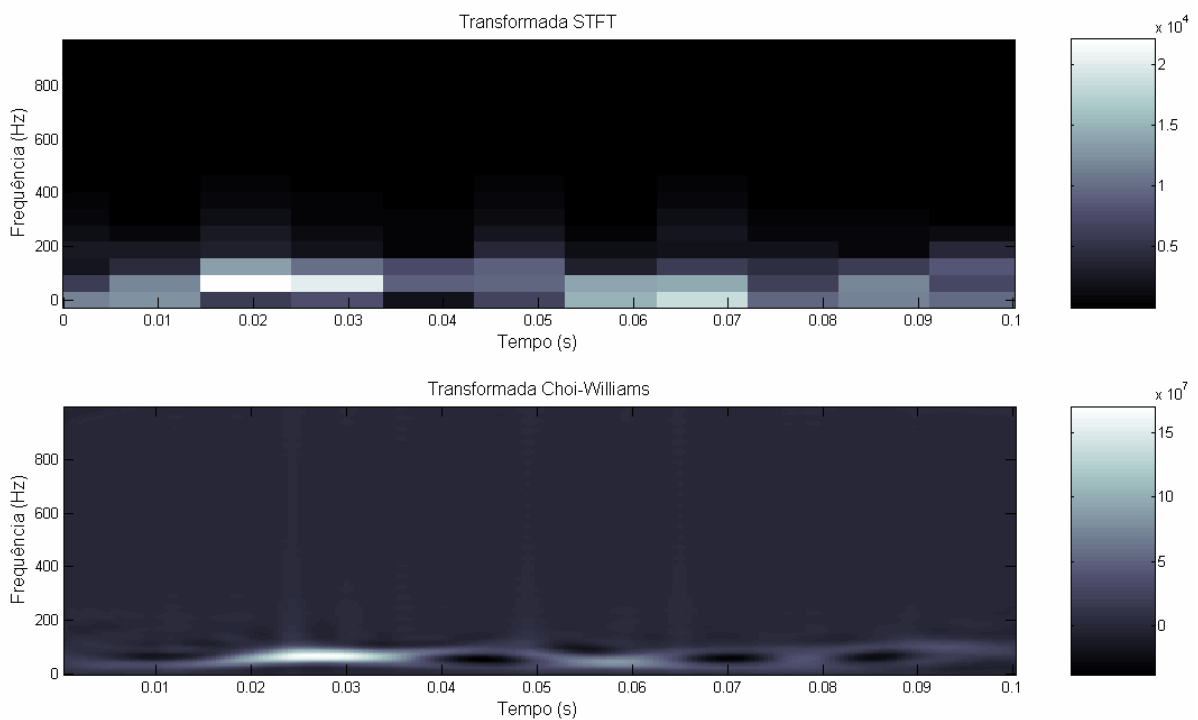


Figura 3.2: 0,1 s do EMG do bíceps braquial observado por meio do espectrograma (acima) e da transformada CW (abaixo). Note-se a resolução diminuída do espectrograma em relação à CW.

3.1.3. A Distribuição Exponencial

Assim como a transformada de Fourier e as demais transformadas, a distribuição Choi-Williams apresenta variações em sua obtenção, em se tratando de sinais contínuos e sinais discretos. As variantes contínua e discreta da transformada Choi-Williams possuem algumas propriedades próprias. Tratar-se-á inicialmente das características da transformada contínua e, posteriormente, serão abordadas mais algumas características particulares da transformada discreta.

3.1.3.1. A transformada Choi-Williams contínua

Para as transformadas da família Cohen *class*, a quantidade e o formato dos termos cruzados são determinados diretamente pelas características do núcleo da transformada. Além disso, tal função deve permitir a conservação de algumas propriedades principais.

A distribuição CW permite a redução dos termos cruzados com concomitante manutenção das características das distribuições pertencentes à Cohen *class*. Tais distribuições devem ser reais, tal que alterações no tempo ou na frequência do sinal resultam em mudanças na distribuição (CHOI e WILLIAMS, 1989). Outrossim, a integral da transformada em cada instante de tempo deve ser igual à potência instantânea, assim como a integral em cada frequência deve ser igual à densidade espectral. Desta forma, o tempo centróide em cada frequência deve corresponder ao atraso de grupo e a frequência centróide a cada instante deve corresponder à frequência média instantânea (COHEN, 1989; CHOI e WILLIAMS, 1989; BOASHASH, 2003; WILLIAMS, 1998). Adicionalmente, como se trata de uma transformação linear, a integral em todo plano (t, ω) é igual à energia total do sinal (CHOI e WILLIAMS, 1989).

Uma vez que o grupo de transformadas da Cohen *class* podem ser consideradas a transformada de Fourier da função de autocorrelação indexada no tempo $R(t, \tau)$, a qual é

estimada em um certo tempo t (CHOI e WILLIAMS, 1989), o núcleo da transformada está diretamente relacionado com as características desta autocorrelação, estimada por meio de médias temporais. Em sinais não estacionários, o núcleo da transformada deve enfatizar na função de autocorrelação $f(\mu + \tau/2) f^*(\mu - \tau/2)$ os valores de μ próximos a t e subestimar os valores de μ distantes de t . Esta propriedade inerente à transformada CW é importante, pois a média temporal poderia alisar algumas características variantes no tempo destes sinais.

Estudando as propriedades gerais de uma função ambígua, uma outra forma de representar um sinal no domínio tempo-frequência, CHOI e WILLIAMS (1989) perceberam que os auto-terms estariam localizados próximos aos eixos, ao contrário dos termos cruzados situados distante dos mesmos. Desta forma, desenvolveram o núcleo exponencial com a propriedade de enfatizar os valores da distribuição situados próximos aos eixos e suprimir os valores distantes. Esta propriedade é permitida pelo fator de escala σ .

Para maior supressão de termos cruzados, sugere-se a adoção de um valor de σ menor que 1 e para contar com uma resolução melhorada, deve-se dar preferência a valores maiores que 1 (CHOI-WILLIAMS, 1989). Tais autores indicam valores $\sigma > 1$ para sinais onde a amplitude e as frequências estão mudando relativamente rápido, enfatizando a resolução e $\sigma \leq 1$ em sinais com amplitude e frequência mudando de forma mais lenta. Por fim, Choi e Williams sugerem uma faixa para sigma variando entre 0,1 e 10, pois valores muito grandes de σ aproximam o núcleo exponencial de 1, aproximando a distribuição CW da transformada WV.

A Figura (3.3) apresenta a transformada CW, utilizando diferentes valores de sigma, do sinal EMG durante 1 s de contração isométrica do músculo bíceps braquial. Pode-se verificar facilmente o incremento da resolução com o aumento dos valores de σ . Por outro

lado, percebe-se uma concentração maior de termos cruzados próximos aos eixos na adoção de valores majorados de σ .

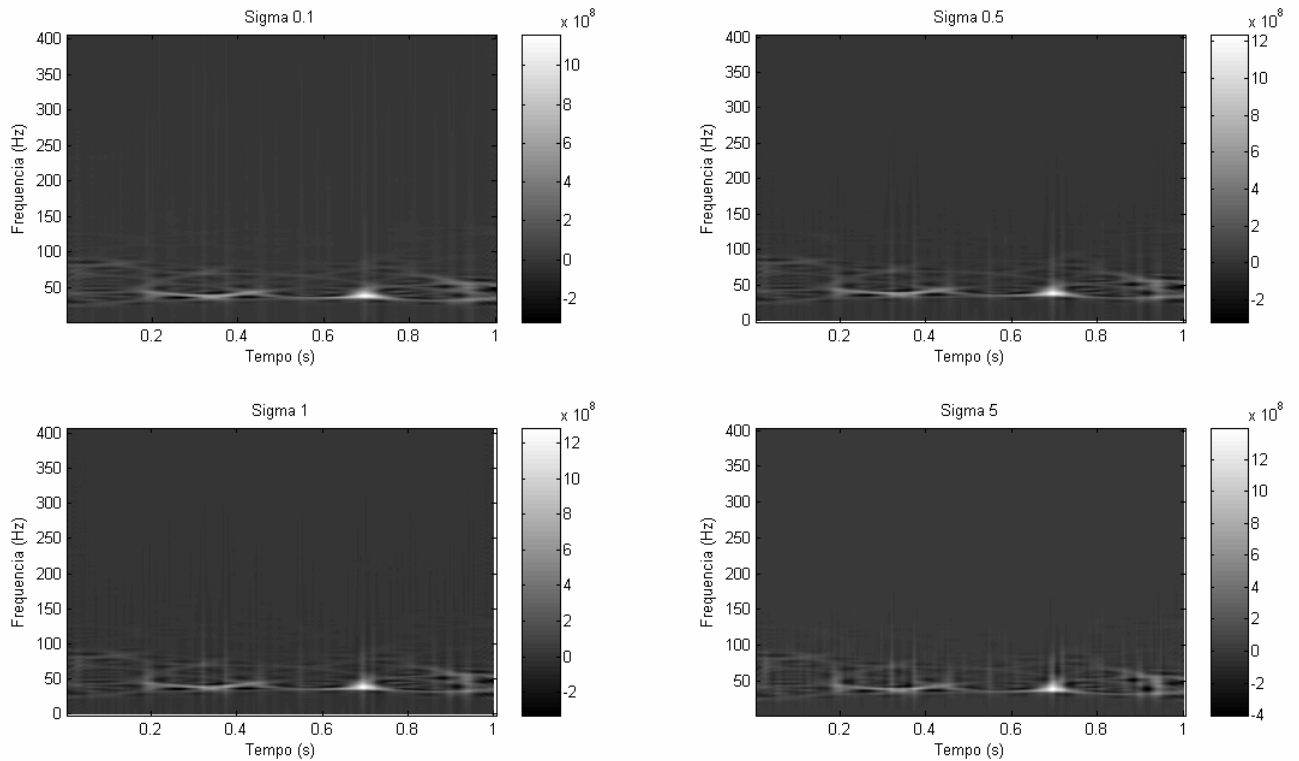


Figura 3.3: transformada CW de 1s do EMG do bíceps Braquial com diferentes valores do fator de escala σ .

3.1.3.2. A transformada Choi-Williams para sinais discretos.

A transição da transformada aplicada a sinais contínuos para aquela própria para sinais discretos não é uma tarefa simples, na medida em que algumas aproximações devem ser feitas para que se alcance a transição. Segundo CHOI e WILLIAMS (1989), a definição geral da distribuição tempo-frequência pertencente a Cohen *class* para os sinais discretos, pode ser dada como a seguir:

$$Cf(n, \theta; \phi) = \frac{2}{2\pi} \sum_{\tau} \sum_{\mu} \int_{\xi=-\pi}^{\pi} e^{j(\xi\mu - 2\tau\theta - \xi n)} \phi(\xi, \tau) \cdot x(\mu + \tau) x^*(\mu - \tau) d\xi \quad (11)$$

onde n , τ e μ são variáveis discretas, enquanto ξ e θ são variáveis contínuas. No entanto, para sinais discretos não é razoável que se utilize variáveis contínuas e que o resultado esteja vinculado a uma integral. Desta forma, ao substituir-se $\phi(\xi, \tau)$ pela equação 2, chegar-se-á a uma definição mais apropriada para a transformada Choi-Williams discreta:

$$CW(n, \theta) = 2 \sum_{\tau=-\infty}^{\infty} e^{-j2\theta\tau} \left(\sum_{\mu=-\infty}^{\infty} \frac{1}{4\pi \frac{1}{\sigma} \tau^2} \cdot e^{-\frac{(\mu-n)^2}{\frac{4}{\sigma} \pi^2}} \cdot x(\mu + \tau) x^*(\mu - \tau) \right) \quad (12)$$

onde $x(\mu)$ é o sinal em consideração, $x^*(\mu)$ é o conjugado complexo, τ é o deslocamento em tempo, θ é o deslocamento em frequência e σ é o fator de escala.

A transformada Choi-Williams discreta (CWD), assim como a contínua, é uma distribuição real, uma vez que as alterações no tempo e na frequência de um sinal resultam na mudança correspondente na resolução. Além disso, uma integral da distribuição CWD através de todas as frequências em cada instante de tempo é igual à potência instantânea do sinal no respectivo instante de tempo. No entanto, a densidade espectral do sinal é igual ao somatório da distribuição através do tempo em cada frequência. Apesar da diferença na teoria, na prática, no que tange à obtenção da potência instantânea em ambiente computacional, o resultado da integral aproxima-se muito da soma cumulativa (Figura 3.4). Desta forma, tanto a potência instantânea quanto a densidade espectral podem ser obtidas por meio da soma cumulativa.

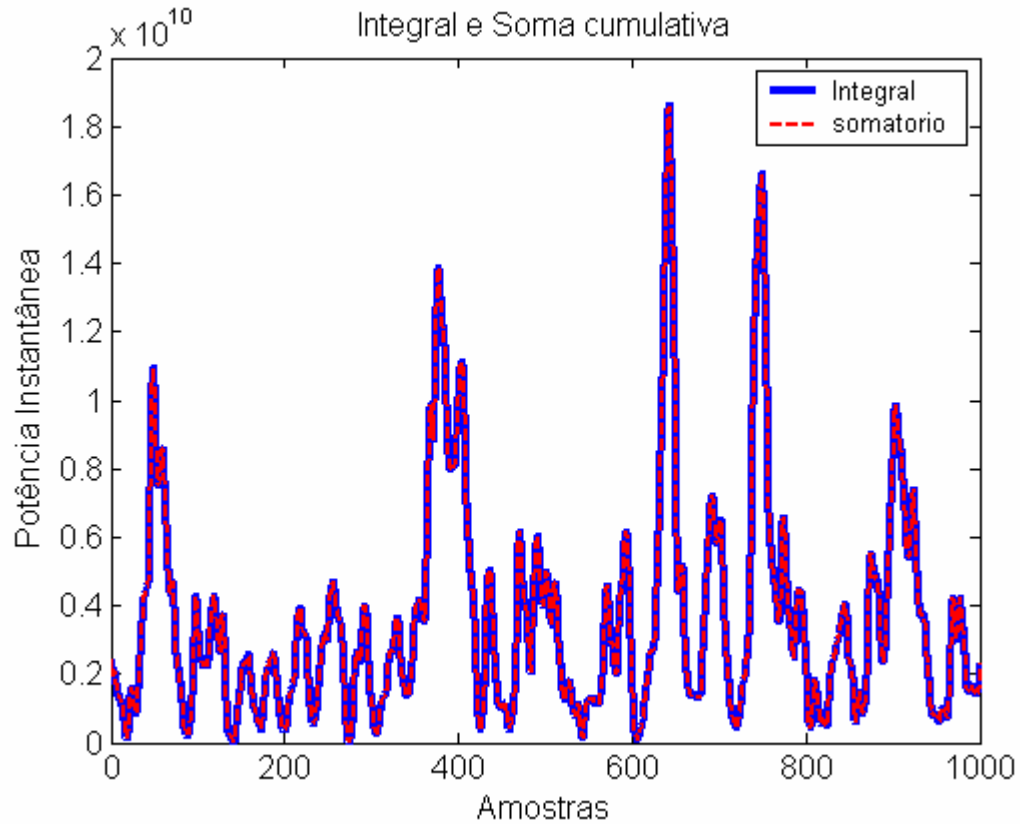


Figura 3.4: obtenção da potencia instantânea da transformada CW por meio da integração e da soma cumulativa.

Quando se trata de sinais com muitas amostras, a aplicação direta da transformada CWD se torna impraticável devido ao extremo custo computacional, tornando necessário aplicar funções de janelamento para se obter os somatórios previamente definidos na equação geral da CWD. Sendo assim, quando se desloca esta janela ao longo do eixo do tempo, obtém-se a distribuição Choi-Williams com janelamento móvel (CWJM), descrita como:

$$CWJW_f(n, \theta) = 2 \sum_{\tau=-\infty}^{\infty} \omega_n(\tau) e^{-j\theta\tau} \left[\sum_{\mu=-\infty}^{\infty} \omega_m(\mu) \frac{1}{\sqrt{4\pi \frac{\tau^2}{\sigma}}} \exp\left(\frac{-\mu^2}{4\tau^2 / \sigma}\right) \cdot R(t, \tau) \right] \quad (13)$$

onde $\omega_n(\tau)$ é uma janela simétrica que apresenta valores não nulos no intervalo definido $-N/2 \leq \tau \leq N/2$, $\omega_m(\mu)$ é a função de janelamento no intervalo $-M/2 \leq \mu \leq M/2$ e R é a função de autocorrelação instantânea, representada por $x(n+\mu+\tau) x^*(n+\mu-\tau)$.

Muito embora a velocidade de processamento e armazenamento dos computadores tenha aumentado significativamente desde a proposição da transformada por Choi e Williams, a obtenção da transformada CWD de um sinal longo como o EMG capturado durante um teste de fadiga com duração de centenas de segundos e amostrado a usuais 2 kHz, representa um elevado esforço computacional. Por outro lado, quanto maior o valor de M, mais a CWJM se aproxima de uma versão suavizada da CWD no domínio da frequência, uma vez que a multiplicação no domínio do tempo corresponde à convolução no domínio da frequência. Desta forma, o parâmetro N, o comprimento da janela $\omega_n(\tau)$ e o formato desta janela determinam a resolução em frequência da CWJM, enquanto o parâmetro M, o comprimento da janela $\omega_m(\mu)$, determinam o intervalo pelo qual a função de autocorrelação indexada no tempo deve ser estimada (CHOI e WILLIAMS, 1989). Segundo estes autores, as flutuações oscilatórias dos termos cruzados podem ser minoradas com a redução do comprimento da janela $\omega_n(\tau)$. Tal procedimento, por sua vez, reduz a resolução em frequência dos auto-termos.

3.2. A Frequência Mediana Instantânea.

Considerando as propriedades da distribuição CW descritas anteriormente, pode-se comparar analogamente a frequência mediana (FM), característica da transformada de Fourier e a FMI vinculada às distribuições tempo-frequência. Uma vez que a potência instantânea do sinal é representada pela integração através de todas as frequências em cada instante de tempo, a obtenção da FMI deve se dar em paralelismo com o conceito da FM, ou seja, deve-se obter o valor em frequência no qual a energia instantânea do sinal é dividida em duas partes iguais. A FMI pode ser representada como a frequência que satisfaz a equação 14.

$$FMI(t) = \int_0^{FMI(t)} s(t,f) df = \int_{FMI(t)}^{\infty} s(t,f) df \quad (14)$$

Como em sinais discretos a soma cumulativa aproxima-se muito da integração (Figura 3.4), a equação 14 pode ser reescrita da seguinte forma:

$$\sum_0^{FMI(t)} S(t, f) df = \sum_{FMI(t)}^{\infty} S(t, f) df \quad (15)$$

Existe uma diferença na obtenção da FMI a partir da STFT e das outras representantes da *Cohen Class*. Geralmente, com a utilização da STFT, cada valor de FMI representa diretamente o intervalo de tempo desejado, muito embora seja possível avançar a janela aplicada à transformada a cada amostra, representando cada instante de tempo. Por outro lado, em distribuições como a CW, cada valor de FMI representa necessariamente cada instante de tempo. Nesta condição, cada intervalo de tempo selecionado apresenta uma matriz de valores FMI relativos a cada instante de tempo presente em tal intervalo. Assim, empregam-se estimadores como a média e a variância (GONZÁLEZ *et al.*, 2009), ou a mediana (PEREIRA *et al.*, 2009; PEREIRA *et al.*, 2008) dos valores FMI para representar cada intervalo de tempo.

3.3. Fadiga do Tríceps sural

O tríceps sural é um grupo muscular interessante para estudos biomecânicos (ARNDT *et al.*, 1998; BARRET *et al.*, 2007; DELP *et al.*, 1990; FUKASHIRO *et al.*, 2005; LEGRENEUR *et al.*, 1996), na medida que é o principal responsável pelo torque de flexão plantar. Outrossim, seus três componentes são de fácil acesso pelo EMG de superfície, além de apresentar uma importância funcional incomensurável nas atividades diárias assim como na prática desportiva. Além disso, ainda existe uma lacuna no que tange as estratégias de ativação dos gastrocnêmios e do sóleo uma vez que existem diferenças anatômicas e fisiológicas entre eles (EDGERTON *et al.*, 1975; JOHNSON *et al.*, 1973). Acredita-se que, devido à maior quantidade de fibras oxidativas, o sóleo compensaria a redução prévia na produção de força pelos gastrocnêmios, mais vulneráveis à fadiga, em contrações sustentadas de flexores plantares.

As posições do joelho e do tornozelo podem influenciar drasticamente na produção de força pelos gastrocnêmios em função da relação comprimento-tensão (CRESSWELL *et al.*, 1995). Neste contexto, alguns autores encontraram maior suscetibilidade do sóleo à fadiga (HUIJING *et al.*, 1986; RATKEVICIUS *et al.*, 1998), utilizando protocolos de flexão plantar com os joelhos fletidos, onde os gastrocnêmios encontram-se em posição desfavorável.

A fadiga isométrica de flexores plantares foi previamente caracterizada utilizando variantes da transformada de Fourier (HUIJING *et al.*, 1986; DUCHENE e GOUBEL, 1990, NORDEZ *et al.*, 2009). Ao contrário de HUIJING *et al.* (1986), os estudos conduzidos por DUCHENE e GOUBEL (1990) e NORDEZ *et al.* (2009) encontraram manifestação mais acelerada de fadiga nos gastrocnêmios em relação ao sóleo, baseando-se

nas informações extraídas do EMG em contrações isométricas de flexão plantar com os joelhos completamente estendidos.

3.4. Utilização da transformada Choi-Williams para monitoração do processo de fadiga.

BONATO *et al.* (1996), analisaram a aplicabilidade de cinco diferentes transformadas tempo-frequência no processamento de sinais mioelétricos não-estacionários como um método para estudar o processo de fadiga. Para tanto, eles simularam sinais mioelétricos com características semelhantes aos dos sinais advindos de contrações dinâmicas, onde a energia do sinal ficava mais concentrada nas baixas frequências com o avançar do tempo, com o intuito de reproduzir o processo de fadiga. A transformada Choi-Williams foi sugerida como a mais adequada para os sinais sintéticos. Posteriormente, eles utilizaram tal transformada em sinais mioelétricos de seis indivíduos, capturados durante o exercício de flexão e extensão isocinética do joelho e conseguiram identificar a tendência de compressão da energia do sinal nas frequências mais baixas.

BONATO *et al.* (1997) realizaram processamento semelhante para avaliar o comportamento da musculatura paravertebral no levantamento de caixas e compararam com o protocolo utilizado em contrações isométricas. Neste artigo, tais autores introduziram a utilização da frequência mediana instantânea (FMI) para acompanhar a tendência de compressão da energia do sinal nas baixas frequências. Desta forma, a cada determinado número de amostras, a frequência mediana era computada. Através da regressão linear, eles identificaram a tendência de queda da FMI no processo dinâmico, sugerindo instalação da fadiga em ambos os casos. Além disso, encontraram diferenças significativas referentes aos métodos dinâmico e isométrico.

ROY *et al.* (1998), utilizando novamente a transformada proposta por CHOI e WILLIAMS, (1989), avaliaram a musculatura paravertebral em levantamentos repetidos e em contrações isométricas. Sugeriram novamente diferenças nos padrões de alterações espectrais do EMG em situações estáticas e dinâmicas. Nas contrações dinâmicas, encontraram quedas e aumentos sucessivos das FMI com o decorrer do exercício. Foi levantada a hipótese de que tal acontecimento poderia corresponder às estratégias para a sustentação da carga com seletividade de recrutamento das musculaturas agonistas durante exercícios dinâmicos extenuantes para viabilizar a recuperação metabólica. Por outro lado, quando analisada a regressão linear relativa às FMIs, encontrou-se uma tendência de queda para as mesmas contrações dinâmicas, o que não teria sido verdade para o espectrograma (Figura3.5).

KNAFLITZ e BONATO (1999) estudaram a tendência de redução da FMI nos movimentos de adução e abdução do dedo indicador sem sobrecarga, no movimento de extensão de coluna durante o levantamento ininterrupto de caixas com massa reduzida e na flexão e extensão isocinética do joelho tentando manter a maior força possível durante toda a duração do movimento. Os dois primeiros representam tarefas cuja velocidade de desenvolvimento da fadiga é lenta, diferente do último, que é rápida. Os autores propuseram a divisão dos movimentos em amplitudes articulares para identificar a amplitude onde a FMI tinha a menor variabilidade e confirmaram a tendência de queda através da regressão linear. No entanto, ressaltaram necessidades de abordagens distintas considerando as diferentes características dos movimentos e dos objetivos a serem atingidos.

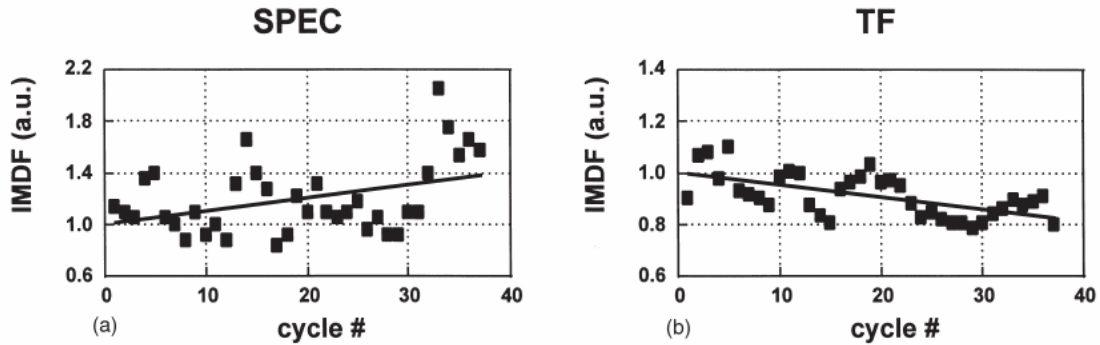


Figura 3.5 - Regressão linear com valores de FMI normalizados referentes ao espectrograma e à transformada tempo-frequência. Retirada de Roy *et al.*, 1998.

BONATO *et al.* (2001a) encontraram maior aplicabilidade da frequência mediana instantânea em relação à frequência média instantânea para sinais sintetizados. Os mesmos ainda propuseram a seguinte metodologia: limitar a análise do EMG para a fase do exercício com menor variação da biomecânica e achar a média dos valores da FMI em alguns ciclos onde seria válido assumir a quase-estacionaridade do sinal. Além disso, mostraram uma relação entre a variabilidade da biomecânica da tarefa e a variabilidade da FMI, enfatizando a importância de se escolher a fase com menor variabilidade e consequentemente, com maior tendência a se repetir.

BONATO *et al.* (2001b) compararam a utilização das transformadas Choi-Williams e a distribuição tempo-frequência positiva Cohen-Posch proposta por COHEN e POSCH (1985). Esta última foi implementada através do algoritmo desenvolvido por LOUGHLIN *et al.* (1994), caracterizado por ajustar as marginais de tempo e frequência até a convergência ser alcançada e por usar os valores absolutos de uma Cohen class. O estudo comparou as estimativas das FMI das transformadas uma vez que foram detectados desvios padrão de até 40 Hz utilizando-se a Choi-Williams nas estimativas da FMI, valores não muito usuais para a detecção da fadiga. Foi sugerido que a Cohen-Posch seria mais

indicada por apresentar desvios menores, apesar dos autores reafirmarem a possibilidade de utilização da Choi-Williams. Desta forma, a transformada Cohen-Posch foi utilizada para analisar o processo de fadiga em indivíduos com o joelho íntegro e com lesão no ligamento cruzado anterior, onde ambos apresentaram redução da FMI. Contudo, os resultados indicam maiores reduções da FMI para os joelhos lesionados, o que já era de se esperar porque deficiências no ligamento cruzado anterior geralmente aumentam a instabilidade do joelho e exigem maior participação das musculaturas na estabilização desta articulação (ESCAMILA, 2001).

BONATO *et al.* (2002) utilizaram esta mesma estratégia de processamento, por meio da Cohen-Posch e da FMI da fase com menor desvio padrão, para acompanhar a instalação da fadiga em uma tarefa de levantamento de caixas com massa girando em torno de 15% da massa corporal do indivíduo. Eles verificaram uma redução na FMI caracterizando a fadiga e, concomitantemente, uma adaptação da biomecânica do gesto à fadiga. Esses dados foram reforçados nos achados de BONATO *et al.* (2003), que novamente encontraram correlação entre a fadiga muscular localizada e as adaptações mecânicas que ocorrem durante uma tarefa de levantamento cíclica.

MOLINARI *et al.* (2006) estudaram a manifestação da fadiga em três componentes do quadríceps femoral e no bíceps femoral de 20 indivíduos durante a realização de 15 repetições isocinéticas do exercício de flexão e extensão de joelho. A amplitude de movimento foi de 80° e a transformada Choi-Williams foi utilizada nos 45° centrais, divididos em três fases de 15°. Foi obtida uma frequência média instantânea para cada fase, em cada repetição, totalizando 15 valores para cada fase, tanto nas contrações concêntricas, quanto nas excêntricas. Os resultados sugerem desenvolvimento da fadiga principalmente para as contrações concêntricas.

CUNHA (2007) empregou as transformadas tempo-frequência STFT, WV, *continuous wavelet transform* (CWT) e CW para monitorar o processo de fadiga dinâmica em sete ciclistas profissionais que pedalarão a 60% da carga máxima. A transformada CW foi apontada pelo autor como a mais indicada na monitoração da fadiga dinâmica devido à redução nos termos cruzados e a boa resolução. Tais resultados vão de encontro aos de KARLSSON *et al.* (2000) que realizam a mesma comparação em sinais simulados e no EMG capturado ao nível do vasto lateral e indicaram a CWT como a mais indicada para a monitoração da fadiga dinâmica.

CAPÍTULO 4

MATERIAIS E MÉTODOS

O procedimento para construção e utilização da ferramenta foi subdividido em quatro etapas, sendo a primeira a aplicação da transformada CW em sinais simulados para verificar sua precisão na descrição das componentes de frequências ao longo do tempo. Na segunda etapa realizou-se a comparação da transformada CW com um método clássico bem descrito na literatura (STFT). A terceira etapa foi a aplicação da ferramenta com o intuito de monitorar o processo de fadiga muscular e a quarta se caracterizou pela proposição de método para tentar reduzir ainda mais o aparecimento dos termos cruzados.

A fixação dos eletrodos para a captura dos sinais EMG seguiu sempre os critérios propostos por SENIAM, após a preparação da pele (FRERIKS *et al.*, 1999). O aplicativo Matlab v. 6.5 (The *Mathworks*, EUA) foi utilizado para o processamento dos sinais e o programa GraphPad Prism 4 para análise estatística (GraphPad *Software*, EUA).

Para a obtenção dos valores RMS, seguiu-se sempre a equação

$$RMS(n) = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{U-1} emg(i+n)^2}{U}} \quad (16)$$

onde n é o número da amostra e U é o comprimento da janela, sem sobreposição. O valor resultante foi sempre normalizado pelo respectivo RMS máximo obtido na CIVM.

A distribuição CW foi obtida através da CWJM (equação 13), utilizando a ferramenta desenvolvida pelo *Centre National dela Recherche Scientifique* (1996) e estão incluídas na respectiva Time-Frequency Toolbox (anexo 2) utilizando a janela Hamming e adotando o fator de escala $\sigma = 1$ (BONATO *et al.*, 1996). A transformada STFT (equação 10) foi

obtida utilizando janelamento Hanning e sobreposição de metade do comprimento da janela. O comprimento de cada janela será descrito mais adiante. Utilizou-se a equação 15 para o cálculo da FMI.

4.1 Testando a transformada em sinais simulados

Para o teste da ferramenta tempo-frequência de análise do sinal mioelétrico proposta, a rotina em Matlab para a obtenção da distribuição exponencial (anexo 2) foi aplicada em sinais simulados, onde foram alterados os níveis de energia das frequências formadoras dos sinais com o intuito de verificar a precisão da transformada na transcrição dos componentes de frequência do sinal, assim como na redução dos termos cruzados.

Os sinais foram construídos a partir de somatórios de senóides com diferentes frequências e magnitudes e por uma função *chirp* alinhados em forma de vetor único com frequência de amostragem de 1000 Hz (Figuras 4.1, 4.2 e 4.3).

Os sinais tiveram períodos de 4 s (4000 amostras) com as seguintes características: no primeiro segundo apenas uma senóide de 40 Hz. No segundo, um somatório de senóides de 100, 125, 150, 175 e 180 Hz. No terceiro, outro somatório de senóides, desta vez de 200, 240, 260, 280 e 300 Hz. No último segundo uma função *chirp* com frequência aumentando progressivamente de 0 até 260 Hz. As magnitudes de cada componente estão dispostas na Tabela 4.1. As rotinas para construção de cada sinal estão dispostas no Anexo 1.

Tabela 4.1. Magnitudes das componentes de frequência dos sinais simulados 1,2 e 3.

		Sinais Simulados											
		Tempo (s)											
Componentes (Hz)		1	2					3					4
		40	100	125	150	175	180	200	240	260	280	300	Chirp
Sinal 1	Magnitude	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Sinal 2	Magnitude	2	1	1	1,2	1,4	1,2	1	1,2	1,4	1	1	4
Sinal 3	Magnitude	2	0,1	0,3	3,2	4,5	1,2	0,5	2,2	3	2	0,6	4

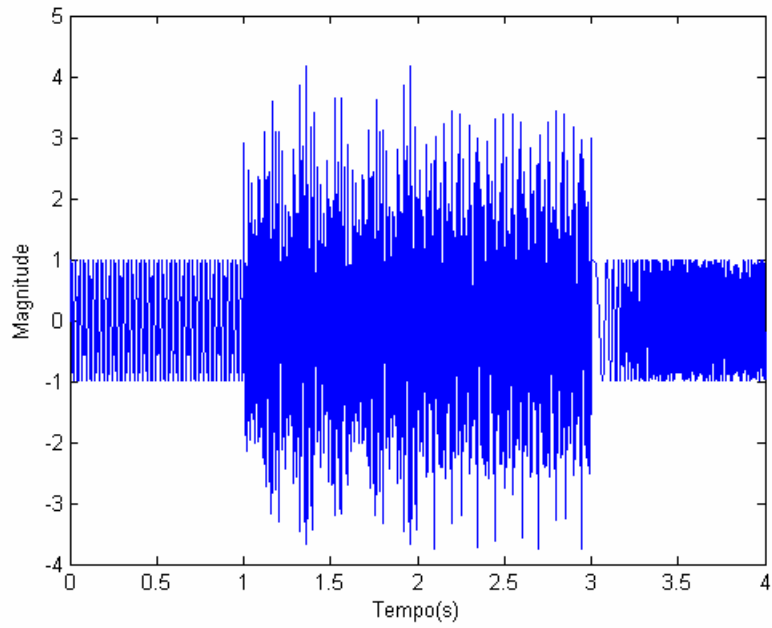


Figura 4.1 - Sinal simulado 1.

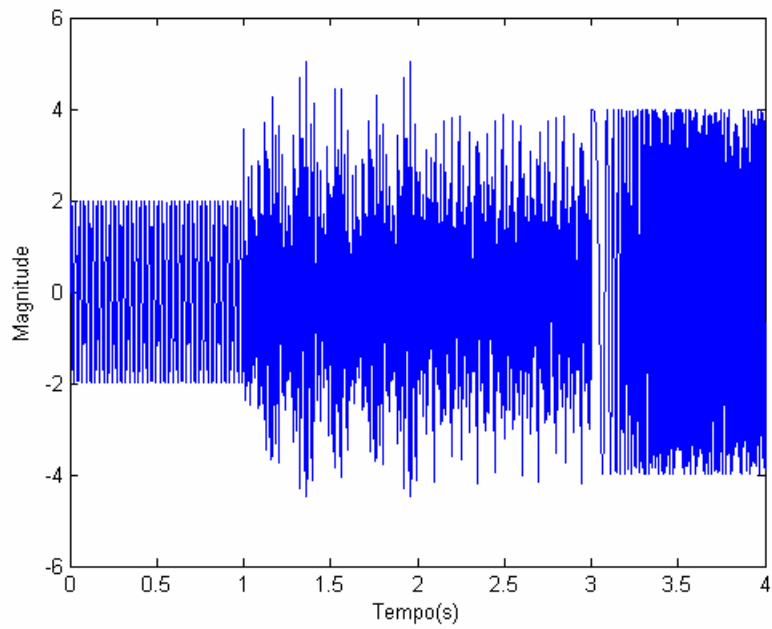


Figura 4.2 - Sinal simulado 2.

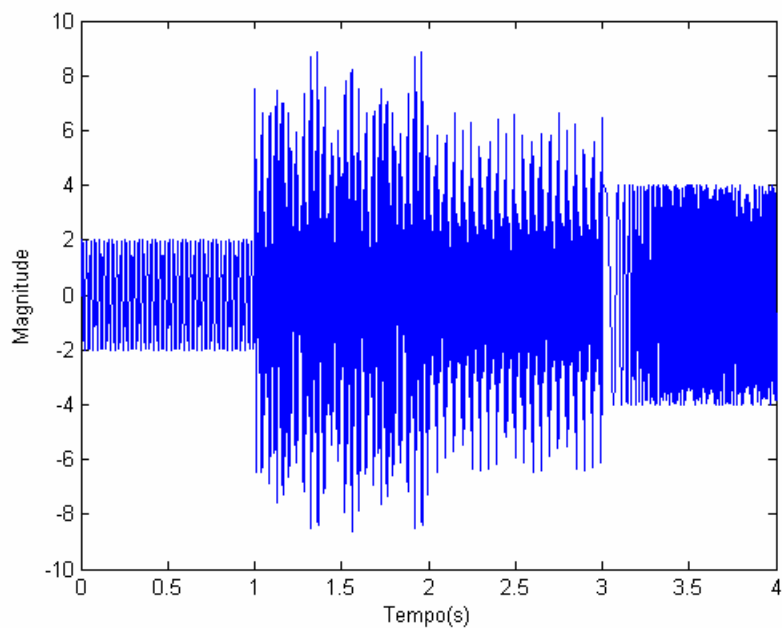


Figura 4.3 - Sinal simulado 3.

4.2. Comparando a CW com método clássico

Participaram da coleta 12 sujeitos destros, com 23 ± 3 (média \pm desvio-padrão) anos de idade, $86,52 \pm 8,55$ kg de massa corporal e com experiência de pelo menos dois anos em treinamento de força. O protocolo experimental foi aprovado pelo comitê local de ética em pesquisa e todos os sujeitos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Cada sujeito foi instruído a realizar uma CIVM do grupamento flexor do cotovelo direito e sustentá-la por 10 s em uma posição sentada, com o cotovelo a 90° enquanto o membro superior esquerdo permanecia relaxado sobre a coxa. A resistência foi provida por uma corda atada ao punho de cada executante e a uma célula de carga fixada ao solo. Foi permitido aos participantes a ajustar o assento para facilitar o posicionamento do cotovelo na posição de teste. Incentivos verbais foram dados no decorrer dos testes.

Para a captura do EMG, utilizou-se eletrodos de Ag/AgCl fixados na altura do bíceps braquial em uma configuração bipolar. O sinal foi amplificado 100 vezes e amostrado a

2 kHz através de uma placa digitalizadora 12 bits DAQCard-6024E (*National Instruments*, EUA) e os dados foram armazenados em um computador pessoal por meio de um programa desenvolvido em LabView (*National Instruments*, EUA) para posterior tratamento.

Inicialmente, foi utilizado um filtro passa-banda (20-400 Hz) Buterworth de segunda ordem, aplicado no sentido direto e reverso para evitar distorções de fase. A partir do sinal filtrado, foram obtidos, separadamente, os valores RMS a cada 200 amostras e as transformadas tempo-frequência CW e STFT, das quais foram extraídos os valores de FMI (anexo 3) a cada 400 ms. Para estas análises, foram considerados os sinais a partir de 2 s, em virtude da estabilização do torque produzido pela musculatura flexora de cotovelo ter ocorrido aproximadamente neste instante.

Os valores de FMI foram submetidos à regressão linear para verificar a tendência de compressão da energia do sinal nas baixas frequências. Os valores de FMI foram obtidos considerando a frequência correspondente ao valor que divide ao meio a energia do sinal em cada instante de tempo.

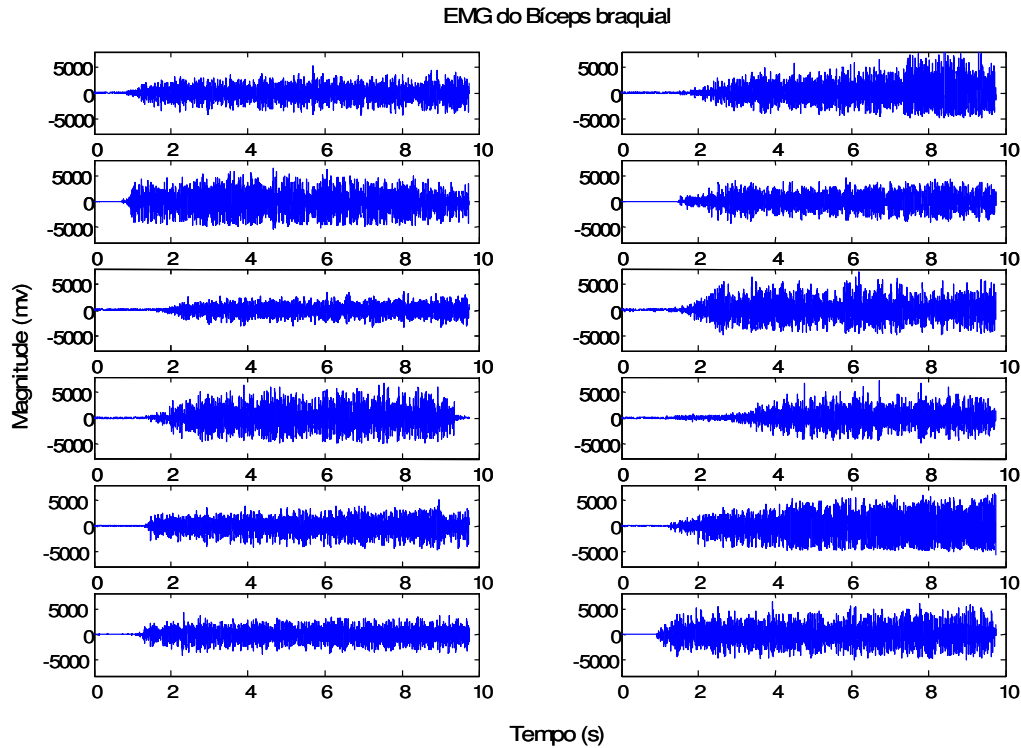


Figura 3.3 - EMG do biceps braquial dos voluntários durante a CIVM de 10 s.

Os valores de FMI provenientes da CW e da STFT foram submetidos à correlação (Pearson, $\alpha = 0,05$) com o objetivo de visualizar o grau de proximidade destas transformadas no que tange à representação dos valores de frequência do EMG vinculados a contrações isométricas máximas. Da mesma forma, os valores dos coeficientes angulares das retas de regressão foram analisados via correlação (Pearson, $\alpha = 0,05$) procurando quantificar a reprodutibilidade das tendências.

4.3. Monitoração do processo de fadiga através de parâmetros espectrais da CW

Um grupo de seis indivíduos (idade: 19 ± 1 ano, massa corporal: $68,05 \pm 9,03$ kg e estatura: $173,79 \pm 7,58$ cm) da Escola de Educação Física do Exército (ESEFEX) foi selecionado para participar da pesquisa. Os participantes eram engajados em um regime regular de atividade física e não relataram histórico de lesão osteomioarticular nas

articulações do joelho e do tornozelo direitos. Todos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. O experimento foi aprovado pelo comitê de ética da Universidade.

Os sujeitos posicionaram-se em decúbito dorsal no equipamento Norm/Cybex™ Dynamometer, mantendo o tornozelo em posição neutra (90°). O pé direito foi firmemente fixado no adaptador para pés. Os testes foram realizados em duas sessões, separadas de 48 horas e aleatoriamente definidas como joelho estendido (JE) e joelho fletido (JF) a 90°. A familiarização consistiu de contrações submáximas seguida de uma máxima e de tentativas sucessivas. Torques de flexão plantar associados à CIVM foram coletados duas vezes com intervalos de 2 min para descanso, onde o maior valor foi selecionado como o torque máximo de cada indivíduo. Cada sujeito foi instruído a seguir um protocolo consistindo em manter um torque em torno de 40% daquele relacionado à CIVM até a exaustão. Foi disponibilizado a cada sujeito acompanhar o sinal de torque em tempo-real com o intuito de auxiliá-los na manutenção do torque em torno dos 40% do máximo.

Os sinais de torque e EMG de superfície foram coletados sincronicamente por meio de uma placa A/D (EMGSystem™, Sao Jose dos Campos, Brasil), com CMRR = 106 dB e filtro analógico passa-banda 10-500 Hz, frequência de captura em 2 kHz, conversor A/D de 16 bits. Eletrodos de Ag-AgCl foram posicionados nos músculos gastrocnêmio medial (GM), gastrocnêmio lateral (GL) e sóleo (SOL). O eletrodo de referência foi posicionado na altura do maléolo lateral.

Os sinais de EMG foram pré-processados utilizando um filtro Butterworth passa banda de 4ª ordem (20-400 Hz) e para redução das frequências de interferência de rede elétrica (60Hz) e harmônicos, foi utilizado um filtro notch de 2ª ordem (MELLO *et al.*, 2007), ambos aplicados nos sentidos direto e reverso com o intuito de remover as distorções de

fase. O sinal de EMG foi subamostrado para 1 kHz devido ao custo computacional da transformada CW.

O valor RMS foi calculado em janelas de 250 ms. A mediana dos valores de FMI a cada segundo de sinal foram obtidas através da transformada CWJM. Os valores RMS foram normalizados pelos valores máximos obtidos em CIVM de 6 s.

Como o tempo para exaustão diferiu entre os indivíduos, o tempo total foi dividido em intervalos de 10% de toda a duração. Os valores RMS, FMI e de torque foram então normalizados em tempo para representar cada intervalo de 10%. A regressão linear foi aplicada para determinar as tendências dos parâmetros temporais e espectrais do EMG e do TO.

O teste não paramétrico *Wilcoxon matched pairs test* foi utilizado para testar diferenças entre as médias dos torques máximos produzidos e entre as taxas de variação de torque nas diferentes posições do joelho (JE x JF). De forma similar, o teste não paramétrico de Friedman e o post-hoc de Dunn foi empregado para testar diferenças entre as ativações musculares (GM, GL, SOL) em cada intervalo de 10% para cada posição de joelho (JE x JF) e entre as taxas de variação advindos das regressões de FMI e RMS.

O teste de Friedman para medidas repetidas foi novamente utilizado para comparar os valores RMS médios durante o exercício. Neste caso, o tempo total foi segmentado em intervalos de 16,6%. O teste *post-hoc* de Dunn foi igualmente empregado. O nível de significância foi sempre $\alpha = 0.05$.

4.4. Método para Redução de Termos Cruzados

Analisando as figuras da distribuição CW dos sinais simulados (Figuras 9 e 10) pode-se perceber que a distribuição exponencial ainda permite a ocorrência de uma quantidade

considerável de termos cruzados. Desta forma, serão apresentados métodos alternativos para redução dos termos cruzados baseado na distribuição de energia do espectro da transformada CW.

A mesma analogia feita por Fan e Evans (1994) com relação à distribuição WV pode ser feita em se considerando a distribuição CW, uma vez que a magnitude dos auto-termos é igualmente quadrática. Desta forma, segundo CHOI e WILLIAMS (1989), considerando o sinal $x(t)$ abaixo:

$$x(t) = A_1 e^{j(\omega_1 t + \theta_1)} + A_2 e^{j(\omega_2 t + \theta_2)} \quad (15)$$

os auto termos (AT) seriam representados por:

$$AT = 2\pi A_1^2 \delta(\omega - \omega_1) + 2\pi A_2^2 \delta(\omega - \omega_2) \quad (16)$$

por outro lado, os termos cruzados (TC) estariam atrelados a seguinte expressão:

$$TC = 2A_1 A_2 \cos[(\omega_1 - \omega_2)t + \theta_1 + \theta_2] \cdot weight \quad (17)$$

onde *weight* representa a expressão que reduziria a magnitude dos termos cruzados e varia de acordo com o fator de escala σ . O cosseno presente na equação 17 determina se o termo cruzado é negativo ou positivo, visto que a magnitude é sempre positiva.

Por conseguinte, assim como na distribuição WV, os auto-termos apresentariam apenas valores positivos, ao contrário dos termos cruzados, que poderiam assumir valores positivos ou negativos. Assim, a consideração apenas de valores positivos poderia reduzir a influência dos termos cruzados na distribuição. Tal prática foi adotada por Cardoso *et al.* (1996) no processamento de sinais de ultra-som.

Muito embora o sinal $x(t)$ esteja longe de se aproximar de um sinal complexo como o sinal de EMG, o exemplo torna-se válido no sentido de mostrar a composição dos auto-termos e dos termos cruzados e do porque da proposição do método.

Uma proposta complementar para reduzir a influência dos termos cruzados seria desprezar a energia do sinal localizada em frequências maiores que a de corte superior do filtro passa-banda utilizado para o processamento do EMG quando da obtenção da FMI, uma vez que os termos cruzados se localizam mais comumente longe dos marginais (CHOI-WILLIAMS, 1989).

Neste sentido, os sinais simulados e o EMG do bíceps braquial e do tríceps sural utilizados nas etapas anteriores foram reprocessados de forma a desprezar os valores negativos da distribuição CW (Anexo 3). Em fase posterior, desprezou-se também a energia acima de 400 Hz dos sinais EMG (Anexo 3) para a obtenção da FMI. Repetiram-se todos os procedimentos utilizados anteriormente na obtenção da transformada CW e da FMI para os sinais do bíceps braquial, assim como para os sinais do tríceps sural com o joelho estendido, estes últimos acrescidos de mais dois sujeitos totalizando uma amostra de oito indivíduos.

Por meio da STFT, obtiveram-se os valores de FMI do EMG dos músculos SOL, GL e GM a cada segundo de sinal. Os valores de FMI foram normalizados de forma a representar cada 10% da duração do sinal em paralelismo com a metodologia utilizada para os valores de FMI provenientes da CW, e então submetidos à regressão linear ($\alpha = 0,05$).

Os valores de FMI provenientes das transformadas CW e da STFT do EMG do bíceps braquial, assim como os coeficientes angulares relativos às regressões lineares destes valores foram novamente submetidos à correlação (Pearson, $\alpha = 0,05$). Os valores FMI normalizados, provenientes do tríceps Sural, passaram pelo mesmo tratamento estatístico.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

5.1. Teste da transformada em sinais simulados

A ferramenta para obtenção da transformada Choi-Williams mostrou-se bastante eficiente na transcrição dos componentes de frequência dos sinais simulados 1 e 2 ao longo do tempo (Figuras 5.1 e 5.2). No entanto, percebe-se ainda a presença de termos cruzados, principalmente no sinal simulado 1, onde não há diferença na magnitude dos componentes de frequência.

Por outro lado, a transformada CW não se mostrou precisa na reprodução das componentes de frequência com baixa magnitude presentes no sinal simulado 3, como pode ser visualizado na Figura 5.3, onde a distribuição CW está sendo comparada com a STFT, apesar dos valores muito próximos de FMI (Figura 5.4).

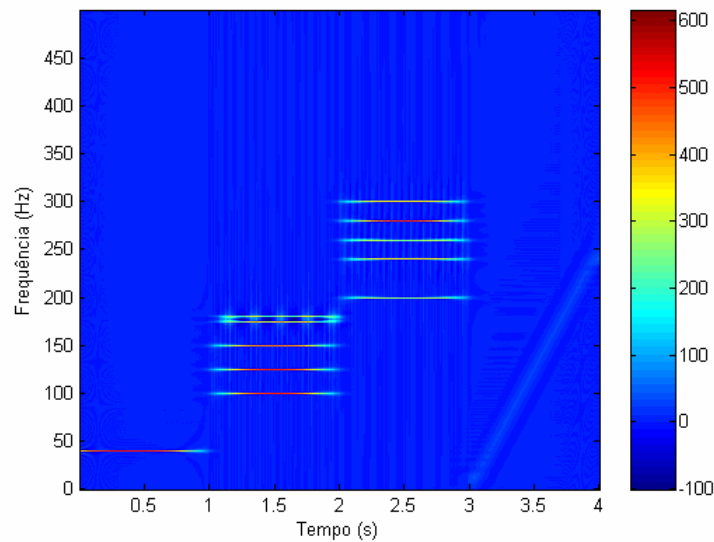


Figura 5.1 - Transformada CW do sinal simulado 1.

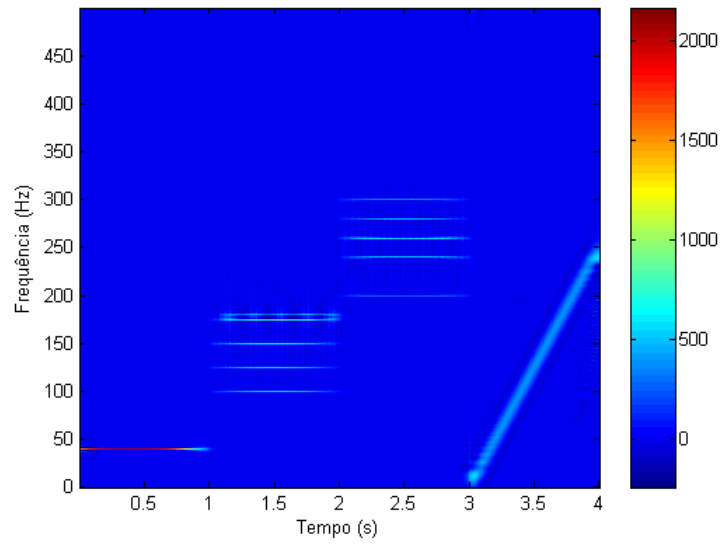


Figura 5.2 - Transformada CW do sinal simulado 2.

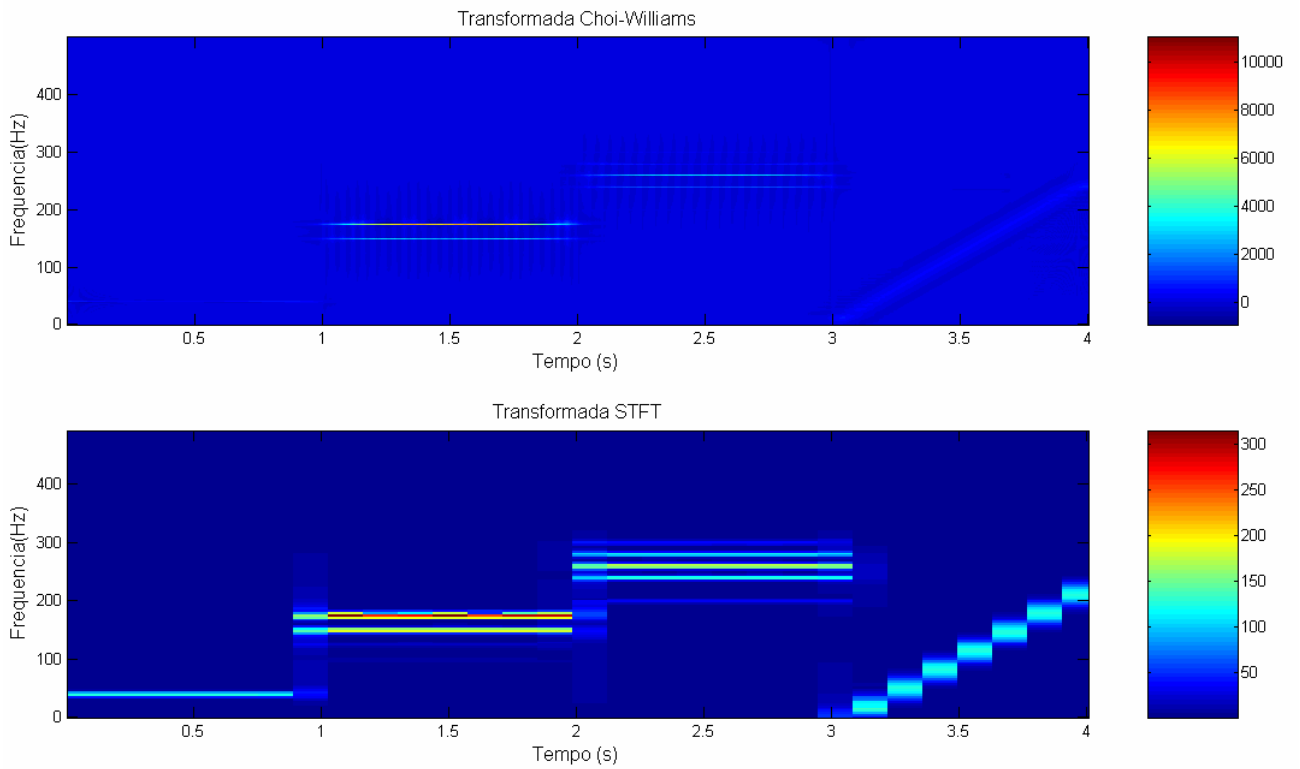


Figura 5.3 - Transformadas CW (acima) e STFT (abaixo) do sinal simulado 3.

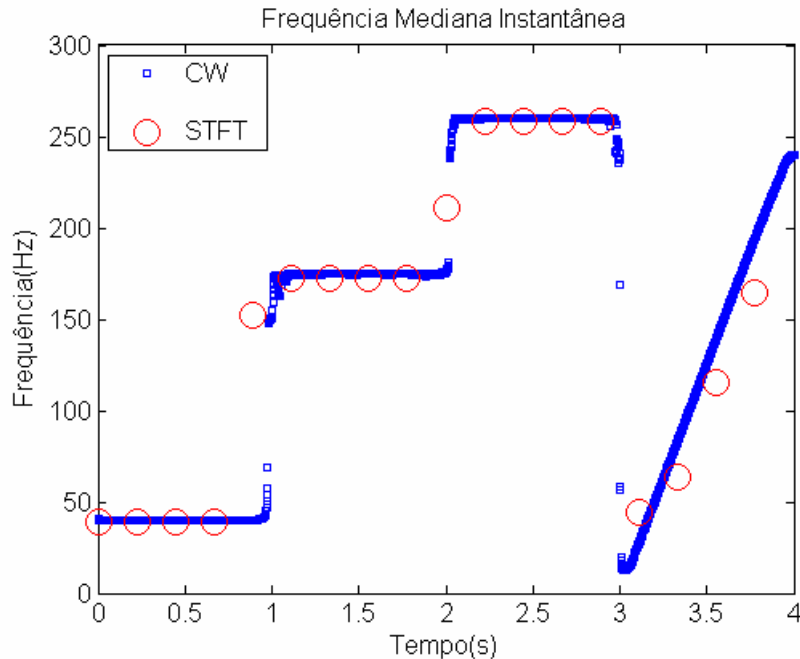


Figura 5.4. FMI do sinal simulado 3 obtida por meio da CW (quadrados) e da STFT (círculos).

5.2. Comparação entre a Transformada Choi-Williams e o Espectrograma.

Considerando as transformadas CW e STFT, 11 sujeitos apresentaram sinais de fadiga caracterizada pela tendência de queda dos valores de FMI pela regressão linear, e 12 pela queda dos valores de FM (Figura 5.5), respectivamente. Os valores médios de FMI e FM representativos do comportamento de toda a amostra indicam uma queda lenta destes parâmetros espectrais (Figura 5.6) que apresentaram correlação significativa ($r = 0,87$; $p < 0,0001$).

Os valores RMS apresentaram tendência de aumento (Figura 5.6), refletindo o aumento da força gerada pela musculatura após o início da contração e o avanço do processo de fadiga.

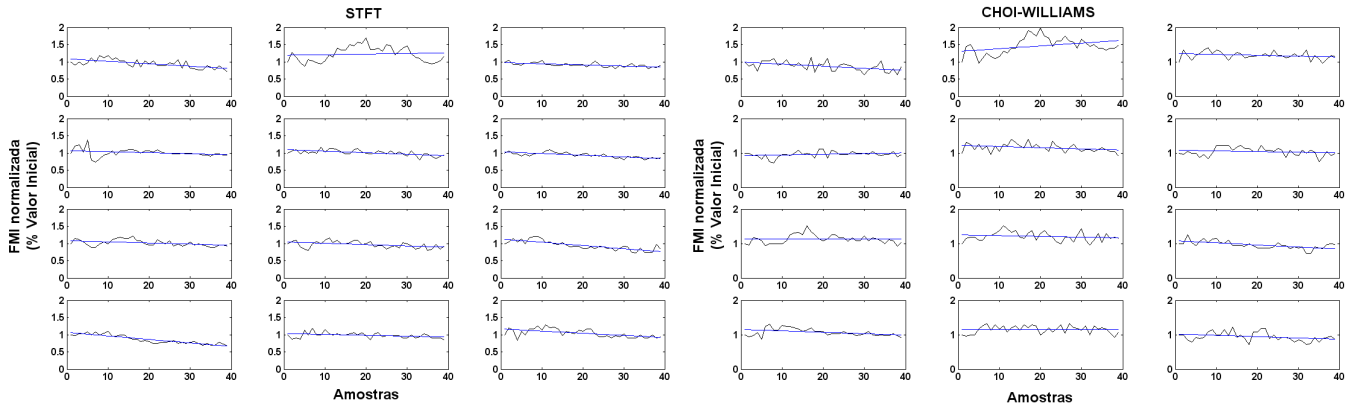


Figura 5.5 - Regressão Linear a partir dos valores de FMI provenientes das transformadas CW e STFT.

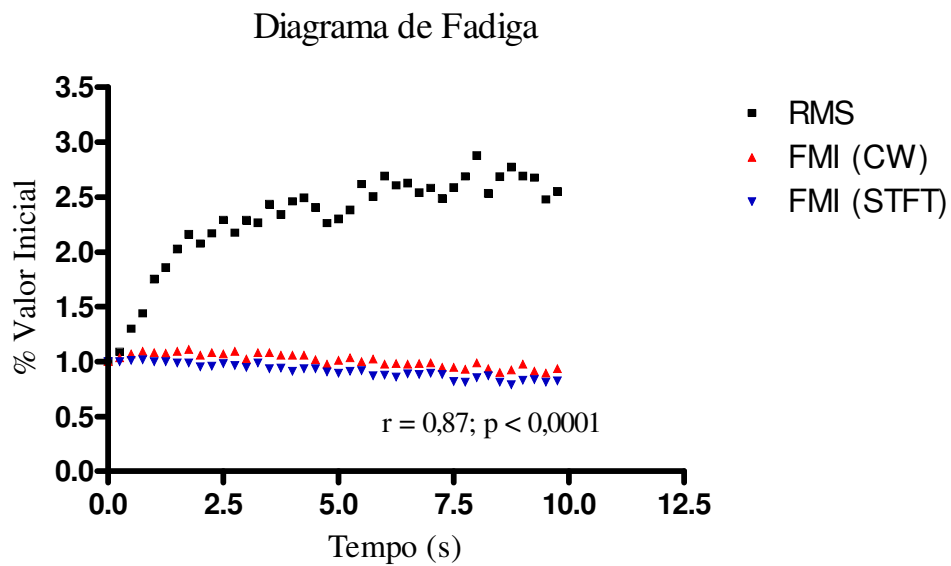
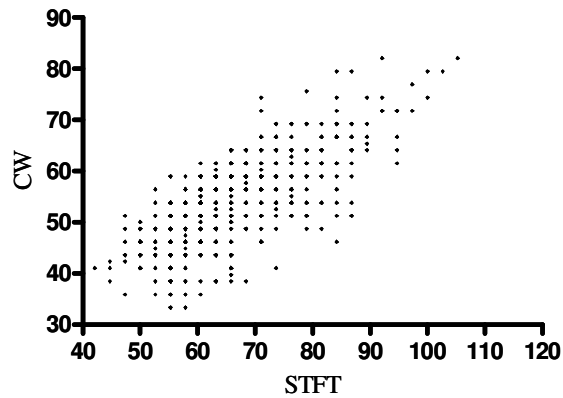


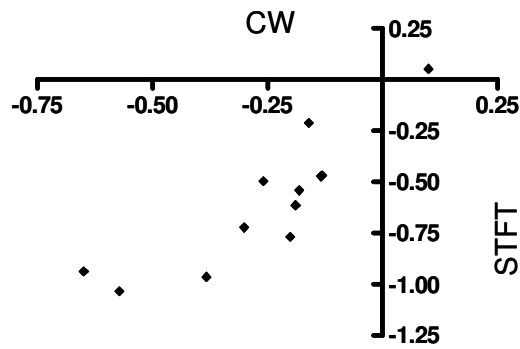
Figura 5.6- Diagrama de fadiga dos parâmetros temporais e espectrais do EMG do bíceps braquial. Os valores RMS e FMI estão normalizados pelo valor inicial obtido após a normalização do torque aos 2 s.

O diagrama de dispersão dos valores de FMI provenientes da CW e da STFT (Figura 5.7a) sugere proximidade entre os métodos no que tange à determinação da

frequência mediana dos sinais, apresentando um coeficiente de correlação $r = 0,72$ ($p < 0.0001$). Do mesmo modo, o diagrama de dispersão entre os valores de coeficientes angulares das retas de regressão (Figura 5.7b) denota a proximidade entre os métodos na avaliação do processo de fadiga, com um coeficiente de correlação $r = 0,83$ ($p < 0,001$).



a)



b)

Figura 5.7 - Correlação entre valores de FMI (a) provenientes da CW e da STFT e de coeficientes angulares das retas de regressão linear (b) destes valores.

5.3. Monitoração do processo de fadiga muscular através de parâmetros espectrais da CW

Todos os resultados da regressão estão resumidos na Tabela 1, incluindo para cada variável os parâmetros de regressão *slope*, *r*, r^2 e valor *p*.

Tabela 5.1. Parâmetros da regressão do torque (TO) e do EMG dos gastrocnêmios (GM e GL) e do sóleo (SOL) nos domínios do tempo (RMS) e tempo-frequência (FMI), com o joelho estendido (JE) e fletido (JF).

Posição	Músculo	Parâmetro	<i>slope</i>	<i>r</i>	r^2	Valor <i>p</i>	
JE	GM	FMI	-0,192	-0,970	0,950	$< 10^{-3}$	
		RMS	0,017	0,890	0,784	0,001	
	GL	FMI	-0,258	-0,940	0,878	$< 10^{-3}$	
		RMS	0,036	0,940	0,892	$< 10^{-3}$	
	SOL	FMI	0,046	0,650	0,419	0,04	
		RMS	0,022	0,910	0,836	$< 10^{-3}$	
			TO	-0,021	-0,830	0,687	0,003
	JF	GM	FMI	-0,024	-0,620	0,384	0,056
			RMS	0,015	0,950	0,900	$< 10^{-3}$
		GL	FMI	-0,113	-0,900	0,818	$< 10^{-3}$
RMS			0,023	0,910	0,828	$< 10^{-3}$	
SOL		FMI	-0,041	-0,870	0,758	0,001	
		RMS	0,015	0,960	0,923	$< 10^{-3}$	
			TO	-0,005	0,620	0,387	0,055

As regressões lineares dos valores RMS dos três músculos (Figura 5.8) apresentaram aumentos significativos para ambas as posições de joelho testadas (JE e JF). Comparando-se todos os valores RMS dos músculos do tríceps sural relacionados aos testes com as duas posições de joelho, pode-se verificar que os gastrocnêmios apresentaram ativação reduzida na posição JF (GL: $p < 0,01$ e GM: $p < 0,001$). Os valores RMS médios do sóleo foram similares nas duas posições testadas ($p > 0,05$).

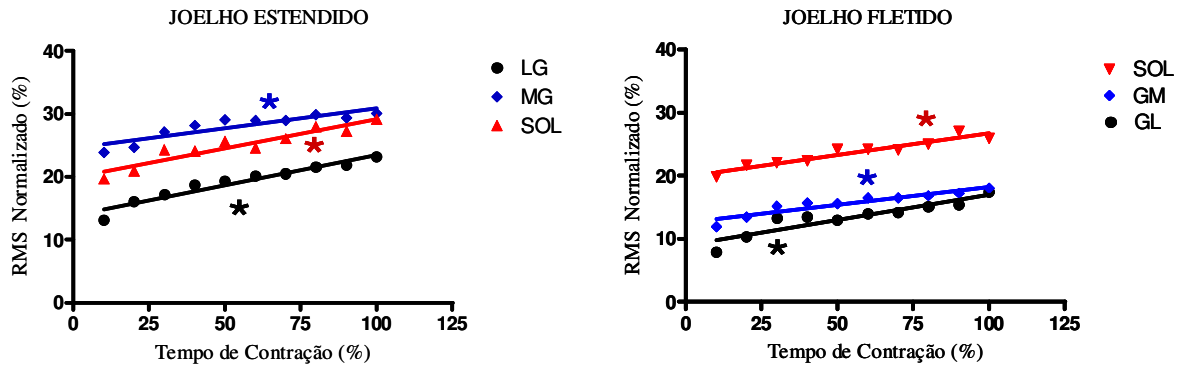


Figura 5.8 - Regressão linear dos valores RMS dos sinais obtidos com o joelho estendido (a) e fletido (b). * $p < 0.05$

A análise de regressão dos valores FMI do GM (Figura 5.9), entretanto, não mostrou redução significativa com a flexão do joelho. Adicionalmente, os valores relativos ao SOL apresentaram acréscimo significativo na posição JE.

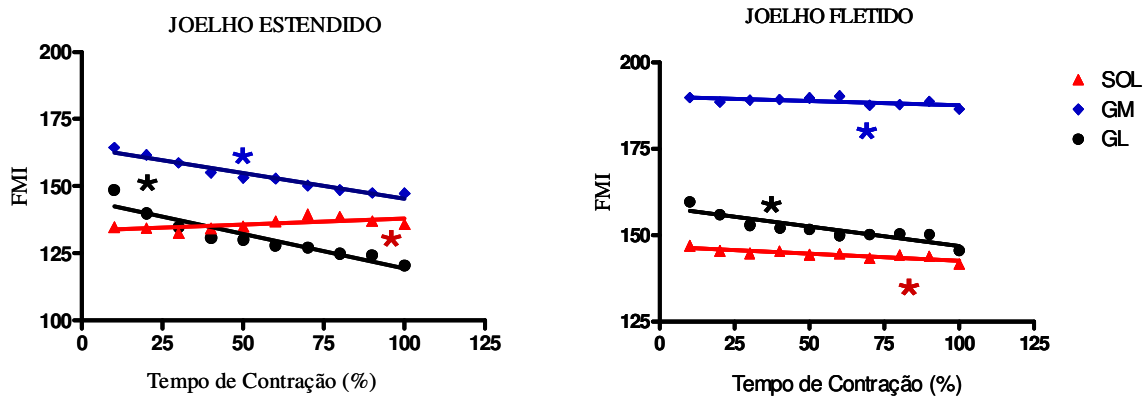


Figura 5.9 - Regressão linear dos valores FMI dos sinais obtidos com o joelho estendido (a) e fletido (b). * $p < 0,05$

A análise das alterações nos valores RMS dos três músculos pelo teste de Friedman (Figura 5.10) sugere que o SOL não apresentou alterações significativas durante o teste na posição JE.

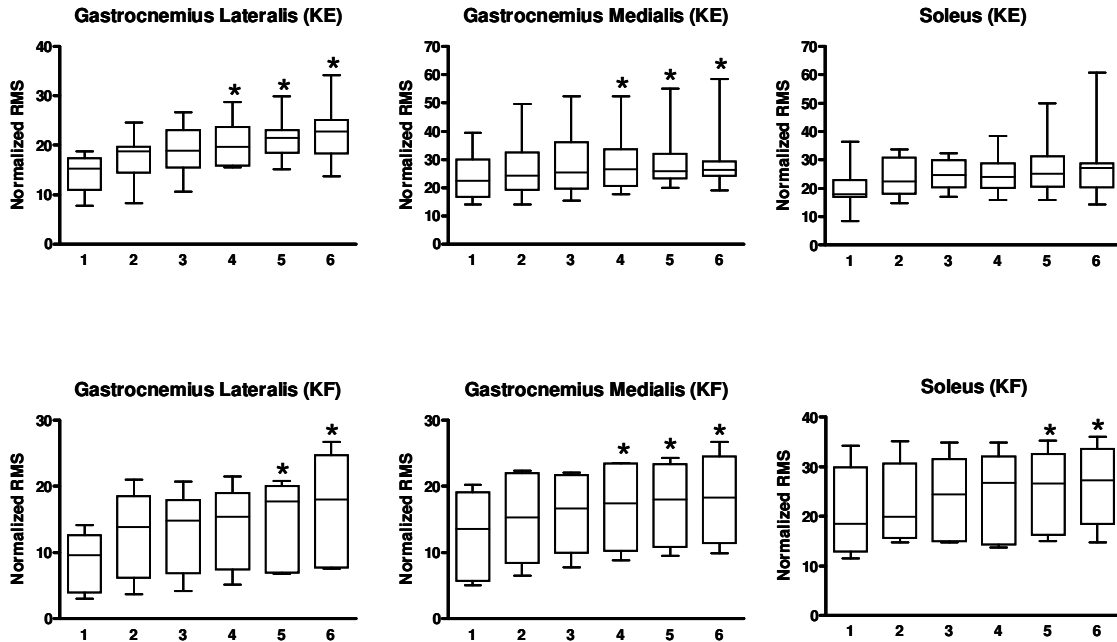


Figura 5.10 - Análise das alterações nos valores RMS normalizados dos gastrocnêmios e do sóleo durante os testes nas posições JE e JF. O tempo total de cada teste foi segmentado em seis intervalos (teste de Friedman com *post-hoc* de Dunn; * $p < 0,05$).

A Figura 5.11 expõe os resultados para as taxas de variação dos valores RMS (a) e IMF (b). Não foram encontradas diferenças significativas para as taxas de variação dos valores RMS. No entanto, no que tange ao *slope* dos valores FMI, GL ($p < 0,01$) e GM ($p < 0,05$) apresentaram diferenças significativas em relação ao SOL na condição JE.

Os torques máximos de CIVM para JE ($99,30 \pm 21,93$ Nm) foram significativamente maiores do que para JF ($86,23 \pm 22,89$ Nm; $p = 0,002$). Com relação ao teste de fadiga, o sinal de torque apresentou uma redução significativa ($p < 0,003$) em JE e uma queda sutil em JF ($p = 0,054$).

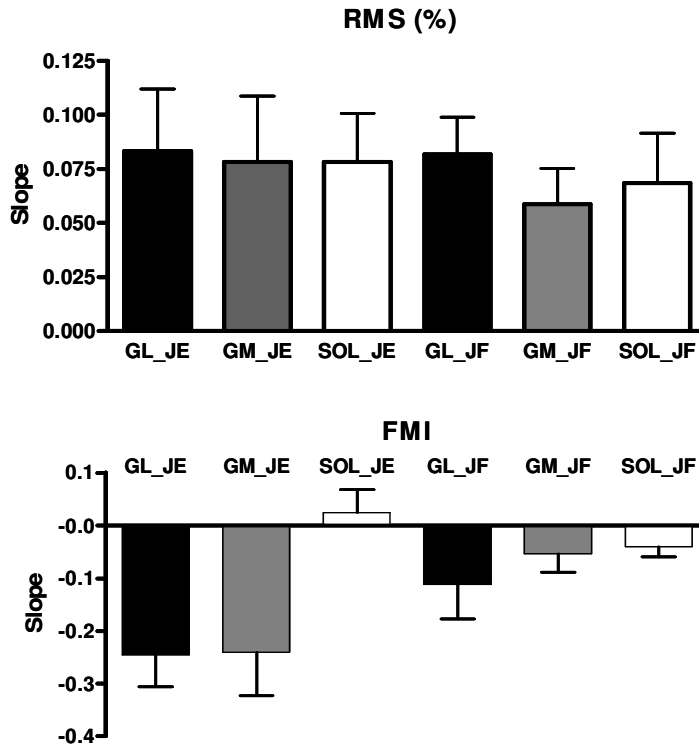


Figura 5.11 - Taxas de variação dos valores RMS e FMI normalizados. * $p < 0,05$

As figuras da transformada CW apresentaram diferentes padrões tempo-frequência no começo e final do teste (Figura 5.12), como exposto pelas tendências nos valores FMI normalizados (Figura 5.9). Para o sóleo, a concentração da energia migrou das baixas frequências no início do teste para frequências maiores próximo à exaustão. Por outro lado, os gastrocnêmios apresentaram um comportamento contrário.

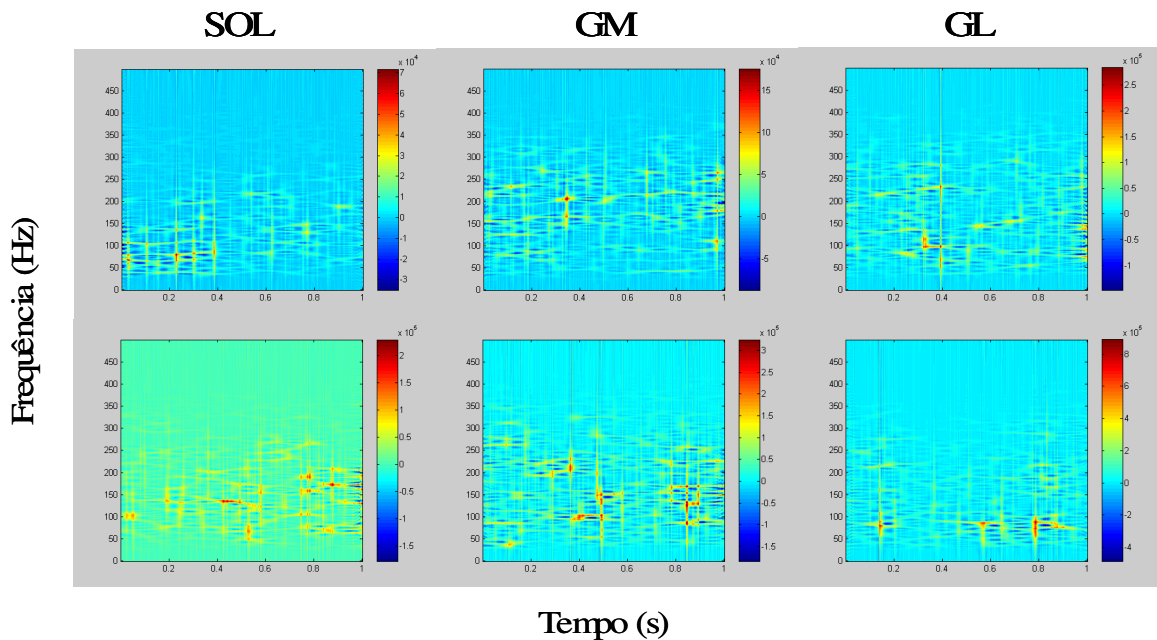


Figura 5.12 - Transformada CW do EMG do SOL, GM e GL no início (acima) e final (abaixo) do período de contração em JE. Os tons vermelho e amarelo representam maiores concentrações de energia.

5.4. Método para Redução de Termos Cruzados

O corte dos valores negativos da distribuição CW parece reduzir consideravelmente os termos cruzados como sugerem as Figuras 5.13 e 5.14.

A Figura 5.15 mostra a diferença na obtenção dos valores de FMI considerando toda a energia do sinal (acima) e apenas os valores positivos situados entre 0 e 400 Hz (abaixo). Pode-se perceber que a utilização do método proposto reduziu drasticamente as flutuações dos valores de FMI deixando-os muito próximos daquilo que se esperaria intuitivamente, considerando a distribuição da energia do sinal.

O diagrama de dispersão (Figura 5.16) dos valores de FMI provenientes das transformadas CW e da STFT do EMG do bíceps braquial sugere que o método proposto

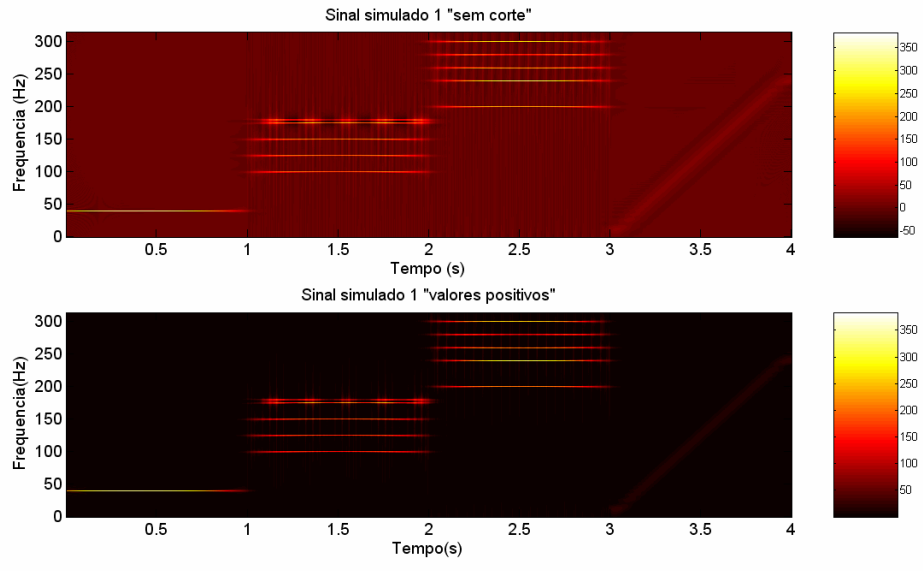


Figura 5.13 - Transformada CW do sinal simulado 1 com todos os valores (acima) e apenas com valores positivos (abaixo).

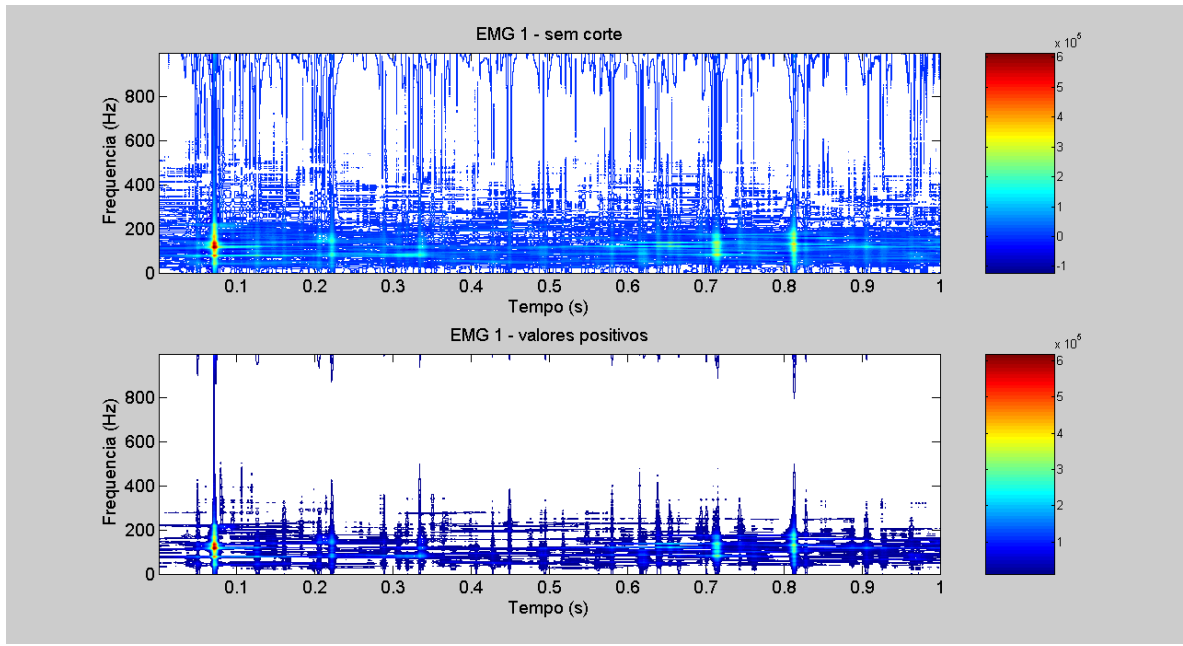


Figura 5.14 - Transformada CW de sinal do GM sem corte (acima) e apenas com valores positivos (abaixo).

apresenta-se mais preciso que o convencional $r = 0,79$ ($p < 0,0001$) no mapeamento das características espectrais dos sinais como confirma o coeficiente de correlação entre os coeficientes angulares das retas de regressão $r = 0,93$ ($p < 0,001$).

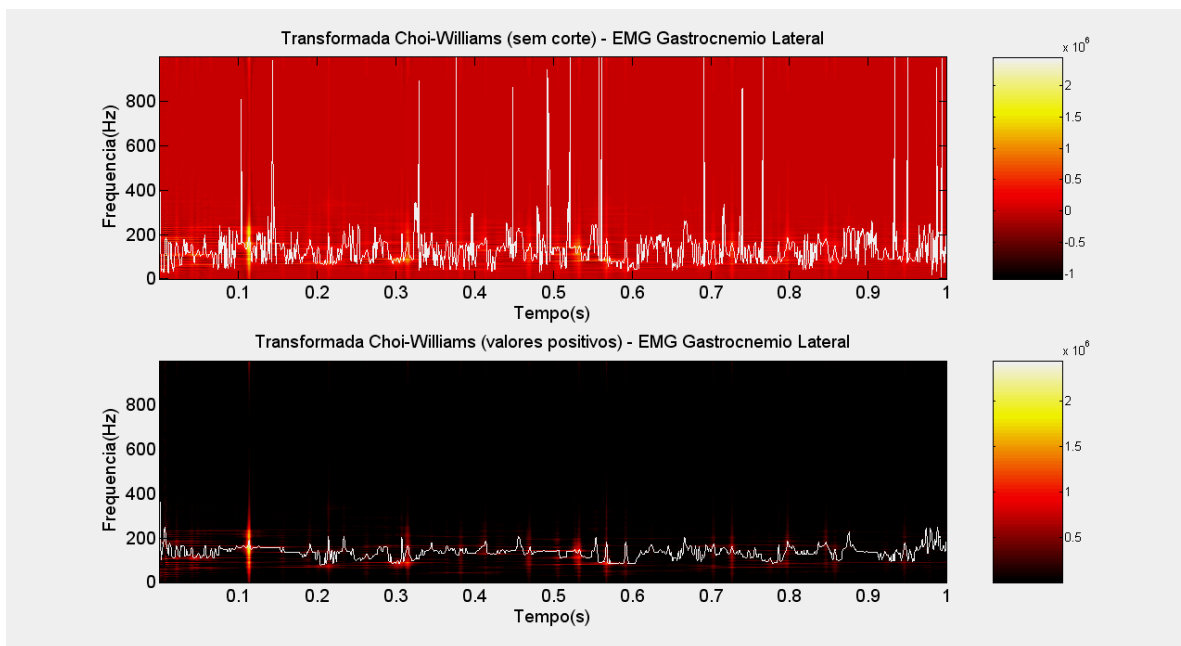


Figura 5.15 - Transformada CW de EMG do GL sem corte (acima) e apenas com valores positivos (abaixo) com as respectivas FMI (linha branca). Na figura abaixo, a energia acima de 400 Hz foi desprezada para a obtenção dos valores de FMI.

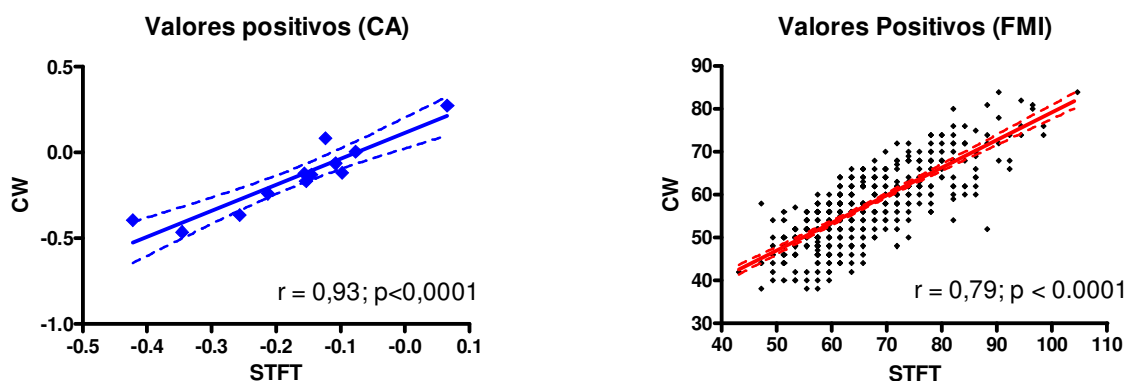


Figura 5.16 - Correlação entre valores de FMI e de coeficientes angulares das retas de regressão destes valores.

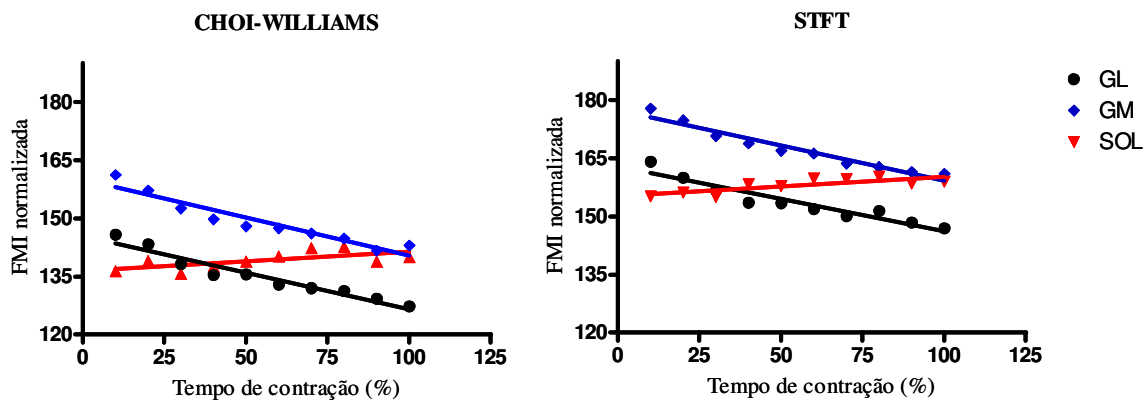


Figura 5.17 - Regressão linear dos valores FMI normalizados em tempo dos músculos do SOL, GM e GL advindos da CW e da STFT.

A Tabela 5.2 apresenta os resultados da correlação entre os valores de FMI normalizados assim como dos coeficientes angulares das respectivas retas de regressão. Os dados sugerem não haver diferença na interpretação do processo de fadiga (Figura 5.17), apesar de os valores de FMI advindos da STFT apresentarem-se maiores.

Tabela 5.2: resultados da correlação entre os valores de FMI normalizados obtidos através da CW e da STFT e dos coeficientes angulares da regressão linear destes valores

Músculo	Coeficiente Angular			Músculo	FMI Normalizada		
	r	r ²	P		r	r ²	p
GM	0,97	0,94	< 10 ⁻³	GM	0,99	0,98	< 10 ⁻³
GL	0,93	0,86	< 10 ⁻³	GL	0,99	0,98	< 10 ⁻³
SOL	0,95	0,90	< 10 ⁻³	SOL	0,87	0,76	0,001

A Figura 5.18 mostra a transformada STFT do EMG dos gastrocnêmios e do sóleo de um sujeito durante todo o período de contração, juntamente com os valores de FMI. Podem-se verificar comportamentos distintos entre os gastrocnêmios e o sóleo, onde nos primeiros a energia migra para frequências mais baixas ao contrário do último.

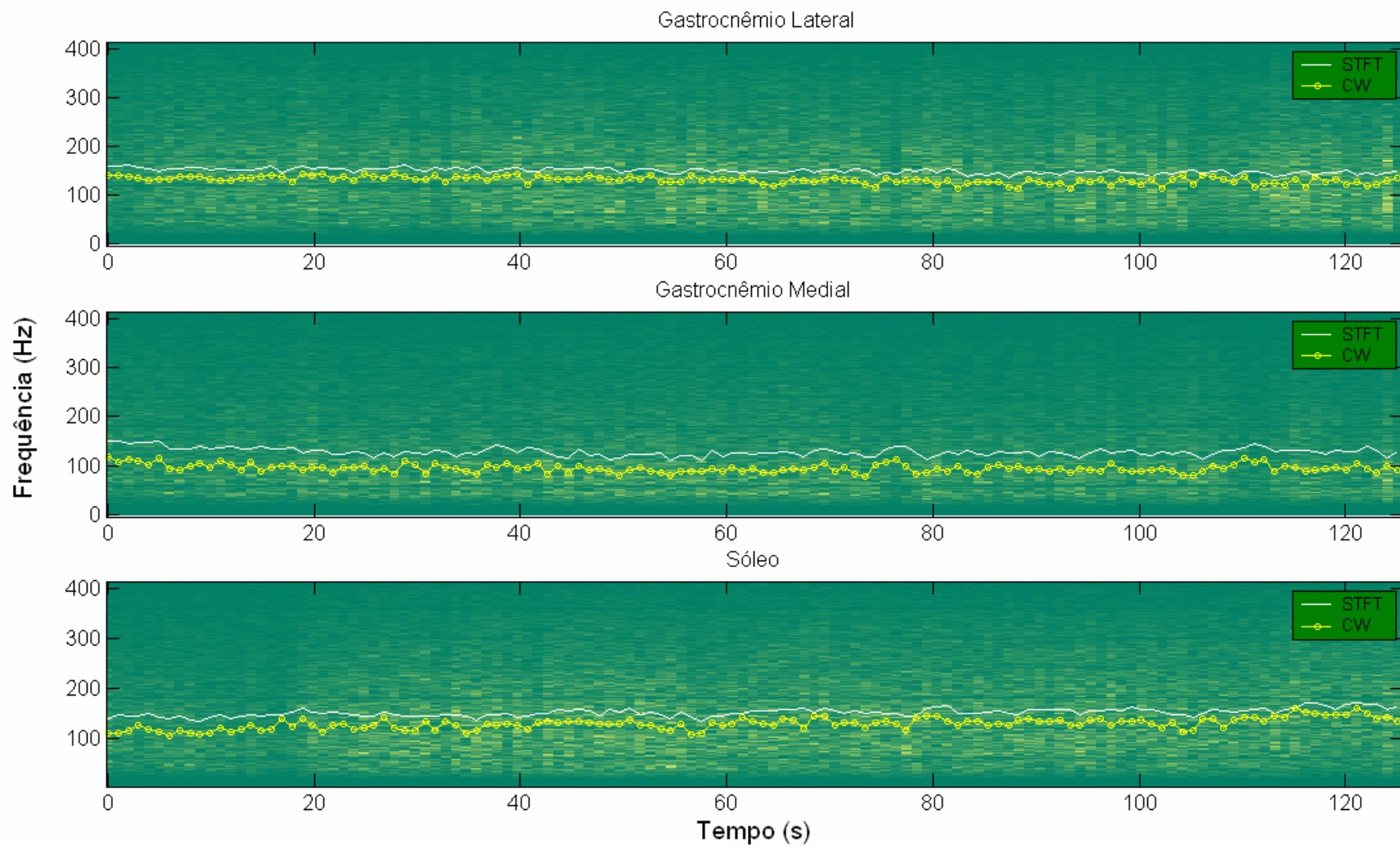


Figura 5.18 - STFT (fundo) do EMG do SOL, GM e GL de todo o período de contração juntamente com a FMI proveniente da STFT (linha) e da CW (círculo).

CAPÍTULO 6

DISCUSSÃO

6.1. Testando a transformada em sinais simulados

Os principais achados no que tange aos testes em sinais simulados sugerem que a transformada CW retorna um mapa tempo-frequência que identifica com relativa precisão a ocorrência das componentes de frequência presentes nos sinais em cada instante de tempo quando não há diferenças muito grandes entre magnitudes das mesmas. A comparação com a STFT no sinal simulado 3 (Figura 5.3) mostrou que apesar desta apresentar uma resolução empobrecida em relação à CW, todos os componentes de frequência foram identificados com as respectivas magnitudes, o que não foi verdade para a CW. Dependendo dos objetivos da utilização da transformada, parece bastante razoável que se dê preferência à STFT uma vez que parece ser mais fidedigna na transcrição das componentes de frequência dos sinais. Desta forma, a opção pela CW seria mais indicada apenas para sinais extremamente não estacionários (COOREVITS *et al.*, 2008; BONATO *et al.*, 1997; ROY *et al.*, 1998, KARLSSON *et al.*, 2000), assim como em períodos muito reduzidos de sinal visando melhorar a resolução espectral (COHEN, 1989; WILLIAMS, 1998). No entanto, deve-se ter em mente que a transformada CW é indicada basicamente para elucidar aquelas frequências que mais contribuem para a energia do sinal ao longo tempo em detrimento daquelas com magnitude reduzida.

Por outro lado, a comparação entre a FMI advinda da transformada CW e da STFT Figura (5.4) indica que neste parâmetro não há muita diferença entre as duas transformadas. Esta semelhança pode ser explicada pelo fato de que as componentes com amplitudes muito

baixas acresceriam muito pouco ao somatório relacionado à potencia instantânea (Equação 15) que é a base para o cálculo da FMI.

6.2. Comparação CW – STFT

Considerando os dados relativos aos valores RMS (domínio do tempo) e de FM e FMI, observou-se uma clara tendência de instalação de quadro de fadiga na amostra no decorrer dos 10 s de CIVM, corroborando com os achados de outros autores (VIEIRA *et al.* 2007; MERLETTI *et al.*, 1996) .

As restrições ao emprego da STFT (ROY *et al.*, 1998) não constituíram limitação neste estudo, pois, mesmo sendo sinais de CIVM, o EMG advindo de contrações isométricas constitui um sinal estacionário dentro da janela de 400 ms adotada e a resolução em frequência (2,5 Hz) mostrou-se adequada para verificação da fadiga.

A comparação entre os valores de FMI retornados pela CW e pela STFT, respectivamente, pode ajudar na escolha do melhor método de tratamento dos sinais a ser utilizado de acordo com as características de cada amostra, em virtude da CW não depender da estacionariedade do sinal e prover uma resolução em frequência mais adequada, no caso da necessidade de redução da janela temporal da transformada. Por outro lado, a STFT não demanda tanto tempo de processamento quanto a CW, quesito importante na aplicação clínica, quando se procura monitorar a evolução do processo de fadiga ao longo do exame. Além disso, a STFT não apresenta termos cruzados.

Após busca exaustiva, não foram encontrados na literatura estudos que tenham comparado quantitativamente os parâmetros espectrais advindos da FFT e da CW em sinais de EMG, impossibilitando a comparação de resultados, sendo os estudos desta natureza

concentrados na comparação da STFT e da FFT com a transformada *wavelet* contínua (CWT) em sinais oriundos de contrações de baixa intensidade.

COOREVITS *et al.* (2008) compararam a CWT e a STFT na análise da fadiga muscular localizada, relacionada à estimulação isométrica de extensores da coluna e do quadril, e sugeriram que a CWT e a STFT retornam informações similares para este fim. O mesmo estudo relata ainda a relevância em se testar, de forma similar, outras representações tempo-frequência, citando o exemplo da CW, na identificação das manifestações mioelétricas da fadiga muscular localizada. O mesmo protocolo poderia ser utilizado para comparar os resultados de forma mais fidedigna.

HOSTENS *et al.*, (2004) analisaram a atividade mioelétrica dos músculos bíceps braquial e braquiorradial em contrações isométricas e dinâmicas utilizando a FFT e a CWT. Os resultados sugerem que as estimativas espectrais advindas de ambas retornam valores muito próximos em contrações de baixa intensidade, apresentando coeficientes de correlação bastante significativos para o bíceps braquial ($r > 0,9$) e menores para o braquiorradial ($r < 0,6$). Além disso, foram encontrados valores muito baixos de correlação para as tendências de queda em ambos os testes para os dois músculos pesquisados denotando um processo lento de implantação da fadiga.

A intensidade da contração utilizada pelos autores supracitados dificulta a comparação com os presentes resultados, pois os sinais de baixa intensidade apresentam características distintas daqueles provenientes de contrações máximas, em consequência do aumento na concentração de resíduos metabólicos relacionados com o incremento na utilização do glicogênio muscular e ao aumento da pressão intramuscular, dificultando a circulação sanguínea e a remoção destes resíduos (DE LUCA, 1985). Assim, apesar de ter sido identificada uma tendência de queda dos indicadores espectrais, existe uma

variabilidade na velocidade da queda, o que pode estar relacionado à individualidade biológica e às diferentes formas de interação com o processo de fadiga. No entanto, o comportamento de toda a amostra acusa uma queda lenta, concordando com trabalhos prévios (VIEIRA *et al.* 2007; HOSTENS *et al.* 2004).

Além da presença de termos cruzados, a intensidade da contração poderia explicar também a diferença nos valores de correlação para o bíceps braquial ($r = 0.72$) encontrado no presente estudo em relação ao de Hostens *et al.* (2004), uma vez que pode haver diferenças nos níveis de estacionariedade do sinal.

Ainda assim, o valor retornado pela correlação entre os parâmetros de frequência da CW e da STFT indica proximidade entre os métodos testados, sugerindo não haver diferenças substanciais nas interpretações dos resultados e incrementando as possibilidades de análise do sinal, principalmente em se tratando da qualidade do mesmo, visto que se pode utilizar o método mais indicado em cada situação. Além disso, a correlação entre os valores de coeficientes angulares das retas de regressão indica que a análise da FMI proposta por BONATO *et al.* (1997) torna semelhantes os resultados das transformadas, como se percebe pela semelhança dos gráficos da CW e da STFT (Figura 5.5).

Por outro lado, a comparação de todos os valores de FMI dificulta a interpretação qualitativa dos dados uma vez que muitos dados por indivíduo podem provocar a repetição de valores (Figura 5.5a). Neste sentido recomenda-se a utilização dos coeficientes angulares para visualizar graficamente a correlação (Figura 5.5b).

O método utilizado na estimativa da FMI por meio da transformada CW forneceu valores significativamente próximos dos valores de FMI relativos a STFT indicando ser este um bom estimador de parâmetros espectrais da CW e do sinal em questão.

Novos estudos devem ser conduzidos com o intuito de comparar a STFT e a CW, particularmente utilizando sinais mioelétricos de outros tipos de tarefa motora (isocinética ou em movimentos cíclicos prolongados), para que se possa identificar qual método é mais adequado para a reprodução dos parâmetros espectrais do sinal.

6.3. Monitoração do processo de fadiga muscular através parâmetros espectrais da CW

Considerando que os gastrocnêmios são musculaturas biarticulares, sua eficiência na geração de torque na articulação do tornozelo fica limitada durante a flexão do joelho em função da perda do comprimento ideal para a produção de força (DELP *et al.*, 1990). Uma vez que o sóleo é uniarticular e concentra suas ações apenas na articulação do tornozelo, alguns autores indicam sua predominância na produção de torque com a flexão do joelho, em detrimento dos gastrocnêmios (SIGNORILE *et al.*, 2002; MIAKI *et al.*, 1999). Observa-se ainda uma redução na capacidade de produção de torque com o joelho fletido (KAWAKAMI *et al.*, 2000; ARAMPATZIS *et al.*, 2006; BOJSEN-MOELLER *et al.*, 2004), o que corrobora com os achados deste estudo, onde os torques de CIVM na posição JE foram 14% maiores do que JF, muito embora alguns autores tenham sugerido reduções em torno de 40% (KAWAKAMI *et al.*, 2000; ARAMPATZIS *et al.*, 2006; KAWAKAMI *et al.*, 1998) e 25% (BOJSEN-MOELLER *et al.*, 2004). Tais diferenças poderiam ser explicadas pelas variações nos protocolos, incluindo a posição dos sujeitos no equipamento, em especial as posições do joelho e do tornozelo.

Além disso, existem diferenças fisiológicas entre os músculos do tríceps sural, onde o sóleo é tônico, resistente à fadiga, enquanto os gastrocnêmios são fásicos, capazes de realizar potentes contrações, mas altamente fatigáveis. Tais diferenças ressaltam as

questões relacionadas às estratégias neurais para a manutenção seletiva da força em contrações sustentadas deste grupamento. Neste sentido, os resultados em JE mostraram diferentes índices de fadiga para os gastrocnêmios e o sóleo, conflitando com os dados de outros autores os quais encontraram comportamentos de fadiga similares através de métodos baseados na transformada de Fourier (DUCHÊNE e GOUBEL, 1990; NORDEZ *et al.*, 2009). Na posição JE, os gastrocnêmios apresentam um comprimento adequado para a produção de torque e, conseqüentemente, devem ser preferencialmente ativados no início do teste de fadiga (Figura 15). No entanto, ao longo do tempo de teste, percebe-se uma redução significativa dos valores FMI normalizados nos gastrocnêmios com concomitante aumento nos valores RMS, caracterizando o processo de fadiga. Por outro lado, o sóleo, aparentemente, aumentou sua participação na produção de torque ao longo do tempo na posição JE (Figuras 15 e 16), sugerindo que o sistema nervoso central aumenta suas taxas de recrutamento em virtude das demandas de torque. Considerando apenas a amplitude do EMG, MADEMLI e ARAMPATZIS (2005) observaram um aumento nos valores RMS do EMG do GL, do GM e do SOL durante um teste de fadiga, o que os levou a supor que todas as musculaturas apresentaram respostas similares à fadiga. Todavia, o teste de Friedman ao longo do teste com o joelho estendido aponta que o SOL não experimentou alterações significativas nos valores RMS (Figura 17), assim como a análise simultânea do parâmetro espectral FMI evidenciou um comportamento distinto compatível com as características biomecânicas e fisiológicas dos músculos. Além disso, a análise de regressão dos valores FMI indica de forma clara que o processo de fadiga SOL foi absolutamente retardado em relação aos gastrocnêmios. Na verdade, os aumentos nos valores RMS parecem refletir a maior contribuição do SOL para a demanda total de torque, confluindo concomitantemente com o processo de fadiga dos gastrocnêmios. Desta forma, a força

muscular aumentada seria uma consequência do maior recrutamento de UMs com aumento concomitante nas taxas de disparo de todas as UMs ativas (DE LUCA, 1985, DIMITROVA e DIMITROV, 2003, WAKELING, 2009). Logo, ocorre uma maior concentração de energia nas frequências mais altas, conduzindo para um aumento significativo dos valores de FMI do SOL na posição JE (Figura 16).

A mudança na posição do joelho provocou modificações nos padrões de ativação muscular. O SOL apresentou um comportamento típico de fadiga com aumento no RMS e redução concomitante da FMI. Os gastrocnêmios foram menos recrutados desde o início do teste (Figura 15), principalmente o GM na comparação com a posição JE. Tal fato conflui com o conceito de que o sistema nervoso central reconhece a ineficiência mecânica destes músculos e reduz o recrutamento na presença de demandas de torque (ARAMPATZIS *et al.*, 2006). O aumento dos valores RMS e a redução da FMI sugerem implantação da fadiga no GL e no SOL. O GM apresentou aumento significativo no RMS e uma redução apenas marginal ($p = 0,056$) na FMI, possivelmente relacionada à ativação reduzida descrita acima. Estes resultados estão de acordo com HUIJING *et al.*, (1986) que observaram implantação mais rápida de fadiga no SOL em relação ao GM, com o joelho fletido.

Além disso, o torque de flexão plantar experimentou uma redução mais rápida em JE do que em JF ($p = 0,03$) em se comparando as diferentes taxas de variação entre as curvas de torque, concordando com os achados de KAWAKAMI *et al.*, (2000) e, novamente, indicando a eficiência dos gastrocnêmios na produção de torque com o joelho estendido no início do teste. No entanto, sua característica fásica acarreta uma redução mais acentuada na produção de torque. Igualmente, a queda mais lenta do torque com o joelho fletido pode ser relacionada à predominância do SOL e a sua inervação tônica.

Uma grande vantagem da transformada CW é a possibilidade de analisar os parâmetros espectrais ao longo do tempo, independente da estacionariedade do sinal. A Figura 19 mostra um exemplo deste comportamento para um indivíduo onde o SOL apresenta baixa ativação no início e um aumento considerável da ativação no final do teste. Este é um exemplo indicativo de que este músculo passa a ser mais recrutado que os gastrocnêmios ao longo do processo de fadiga para atender as demandas de força. Da mesma forma, pode-se notar diferentes comportamentos para o GL e o GM (Figura 19), onde ocorreu maior concentração de energia nas bandas de baixa frequência do mapa tempo-frequência ao final do teste. Assim, verifica-se que esta ferramenta pode ser útil na visualização e interpretação da ativação muscular durante o processo de fadiga, inclusive de forma qualitativa. Muito embora estes mapas representem apenas um caso, o comportamento pode ser generalizado para todo o grupo, uma vez que as taxas de variação das curvas de regressão da FMI na posição JE foram significativamente diferentes entre o SOL e os gastrocnêmios (Figura 18).

Uma possível limitação do protocolo está relacionada à aquisição do EMG em diferentes posições do joelho. O sinal foi coletado em configuração bipolar, que causa problemas metodológicos que já foram extensamente tratados na literatura. Como o comprimento dos gastrocnêmios se altera com a flexão do joelho, o posicionamento dos eletrodos varia em relação à zona de inervação dos músculos podendo afetar a amplitude dos sinais (CLANCY e HOGAN 1995; FARINA *et al.*, 2004; KEENAN *et al.*, 2006; MERLETTI e PARKER, 2004; STAUDENMANN *et al.*, 2005). Além disso, também foi descrito que a excitação do tríceps sural tem distribuição espacial por sobre a superfície muscular (KINUGASA *et al.*, 2005; STAUDENMANN *et al.*, 2008; VIEIRA e MERLETTI, 2008). Futuramente, um sistema de EMG multicanal poderia ser utilizado

para aumentar a confiabilidade da mensuração a ativação muscular (CLANCY e HOGAN, 1995; MERLETTI *et al.*, 2008; STAUDENMANN *et al.*, 2005).

6.4. Redução dos Termos Cruzados

A supressão dos valores negativos e a limitação dos mapas tempo-frequência abaixo de 400 Hz reduziu sobremaneira a contaminação dos sinais pelos termos cruzados (Figuras 5.13 a 5.15), como já era esperado, uma vez que a magnitude dos auto-termos é sempre quadrática (CHOI e WILLIAMS, 1989), indicando que os valores negativos são oriundos exclusivamente dos termos cruzados. Além disso, a própria definição de potência instantânea, uma das propriedades da distribuição CW, reafirma a necessidade iminente de se desprezar os valores negativos, visto que a integral da distribuição CW através de todas as frequências em cada instante de tempo é igual à potencia instantânea (CHOI e WILLIAMS, 1989). Assim, levando-se em conta que a transformada retorna valores quadráticos (Equação 16), a manutenção dos valores negativos pode distorcer significativamente as informações contidas no mapa tempo-frequência da transformada CW.

Os valores de FMI provenientes da transformada CW apresentaram-se de forma mais homogênea ao longo do tempo, quando desprezados os valores negativos e a energia acima de 400 Hz. Assim como o mapa tempo-frequência, os valores de FMI passaram a representar aquilo que poderia ser esperado de forma intuitiva (Figura 5.15). Esta afirmação encontra suporte quantitativo na correlação implementada com os valores de FMI advindos da STFT, considerando que a correlação aumentou significativamente para os valores FMI derivados do EMG do bíceps braquial ($r = 0,79$), assim como para os coeficientes angulares das retas de regressão dos valores FMI ($r = 0,93$). Além disso, para o tríceps sural, a

correlação entre os valores normalizados de FMI mostrou que o método proposto aproximou significativamente os resultados oriundos das transformadas STFT e CW (Tabela 5.2).

A utilização do método proposto poderia reduzir as limitações indicadas por BONATO *et al.*, (2001) que sugeriram que a distribuição positiva Cohen-Posh seria mais indicada que a CW no que tange à monitoração da fadiga em contrações dinâmicas. Segundo tais autores, a presença de valores negativos no mapa tempo-frequência da distribuição CW faria a FMI variar bastante, dificultando a obtenção de uma amplitude articular com diversidade reduzida de valores FMI. Desta forma, o desprezo dos valores negativos poderia reduzir a variação da FMI ao longo do tempo, o que aumentaria a eficiência da transformada CW no acompanhamento do processo de fadiga em contrações dinâmicas.

KARLSSON *et al.* (2000) sugeriram que a transformada *wavelet* seria a mais indicada para acompanhar o processo dinâmico de fadiga muscular, em detrimento das transformadas STFT, WV e CW. No entanto, seria interessante comparar novamente a transformada CW com a *wavelet* utilizando o método proposto neste trabalho para verificar se o mesmo torna a CW mais eficiente neste quesito, visto que a correlação entre as taxas de variação de regressão linear dos valores FMI aproximara-se bastante daqueles encontrados por HOSTENS *et al.*. (2004), que compararam a FFT com a CWT.

Em contrações isométricas, pode-se perceber que a metodologia empregada tornou os resultados da regressão linear dos parâmetros espectrais vinculados a CW muito próximos da STFT (Figura 5.17) no que tange aos gastrocnêmios e ao sóleo. Tal proximidade reafirma a eficácia do método proposto, uma vez que as contrações isométricas usualmente apresentam sinais largamente estacionários (BONATO *et al.*, 1999; ROY *et al.*, 1998; DE

LUCA, 1985), principalmente quando utilizadas sobrecargas abaixo de 50% da CIVM (KARLSSON *et al.*, 2000). Desta forma, a comparação se deu em condições teoricamente ideais com relação à aplicação da STFT, considerando que os sujeitos realizaram contrações isométricas a 40% da CIVM.

Por outro lado, muito embora a correlação dos valores de FMI tenha sido também bastante significativa (Tabela 5.2), a proximidade entre as transformadas não pode ser completamente estendida para os valores de FMI, uma vez que tais valores oriundos da STFT foram sempre maiores do que aqueles advindos da transformada CW (Figuras 5.17 e 5.18). Esta diferença poderia ser explicada pela interferência dos termos cruzados e, particularmente, por alguns componentes de frequências mais elevadas com magnitudes muito reduzidas que podem ter sido desprezados pela transformada CW, o que poderia minorar o valor que divide ao meio a potência instantânea e conseqüentemente deslocar a FMI para frequências mais baixas. Os problemas de borda relatados por D’ALESSIO (1985), como em relação a frequência máxima, não constituiriam problema uma vez que as frequências mais elevadas foram descartadas.

Muito embora a correlação entre os valores FMI normalizados do SOL tenha sido bastante significativa ($r = 0,87$), a correlação foi ainda mais expressiva para os gastrocnêmios ($r = 0,99$). Este fato pode estar relacionado à localização dos eletrodos em relação às musculaturas, visto que o SOL é uma musculatura mais profunda que os gastrocnêmios (RASCH e BURKE, 1977) o que aumenta a probabilidade de contaminação do EMG do SOL com o *crosstalk* de outras musculaturas incluindo os próprios gastrocnêmios.

CAPÍTULO 7

CONCLUSÃO

A transformada CW se mostrou efetiva no que tange à monitoração do processo de fadiga muscular, retornando informações similares à STFT, da regressão linear dos valores de FMI. No entanto, esta proximidade não pode ser completamente estendida para os valores de FMI, visto que tais valores foram sempre inferiores aos respectivos valores de FM da STFT, muito embora tenham sido altamente correlacionados, principalmente no caso do tríceps sural.

Por outro lado, a transformada CW apresentou um grande número de termos cruzados, tanto nos sinais simulados quanto nos sinais de EMG. Para reduzir estas limitações, pode-se utilizar o método proposto neste trabalho, de supressão dos valores negativos e de frequência acima de 400 Hz, uma vez que o mesmo parece reduzir sobremaneira a contaminação do mapa tempo-frequência pelos termos cruzados.

A utilização consciente da transformada CW deve levar em conta que tal transformada usualmente despreza as componentes de frequência com magnitudes reduzidas, como pode ser visto no caso dos sinais simulados. Desta forma, sugere-se que tal transformada seja empregada para escoimar as componentes de frequência que mais contribuem para a energia do sinal ao longo do tempo, tendo em mente que aquelas componentes de magnitude reduzida serão muito provavelmente desprezadas.

No caso da monitoração da fadiga, é razoável que se dê preferência à STFT, uma vez que esta transformada não convive com a presença dos termos cruzados, apresenta custo computacional bastante reduzido, permitindo inclusive avaliação em tempo-real e retorna todas as componentes de frequência presentes no sinal independente da magnitude. Outra

grande vantagem da STFT é a possibilidade de visualizar o comportamento da musculatura analisada durante todo o período de contração (Figura 5.18). Este quesito torna-se importante no processo de análise qualitativa do estímulo, sendo, portanto, de grande valia na prática clínica e na prescrição de treinamento.

Contudo, no caso de sinais extremamente não estacionários ou períodos muito reduzidos de sinal, por exemplo em saltos ou golpes de lutas marciais, a transformada CW parece ser mais indicada devido à sua independência com respeito à estacionariedade dos sinais e resolução melhorada com relação a STFT.

Por fim, a característica da transformada CW de apresentar as bandas de frequência com maior concentração de energia poderia ser empregada para visualizar o comportamento muscular em curtos períodos de tempo. Isto permitiria avaliar o efeito de um treinamento específico na prevenção de lesões, assim como no rendimento esportivo. Neste sentido, em conjunto com as informações advindas do domínio do tempo, as informações de frequência em períodos reduzidos de sinal podem trazer informações valiosas sobre as estratégias de ativação muscular em situações especiais como nas condutas motoras que apresentam grande incidência de lesão de lesão.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALIZADEHKHAIYAT, O.; FISHER, A.; KEMP, G.; VISHWANATHAN, K.; FROSTICK, S., 2009, “Assessment of functional recovery in tennis elbow”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, pp. 631-638.
- ARABADZHIEV, T. I.; DIMITROV, V. G.; DIMITROVA, N. A.; DIMITROV, G. V., 2009, “Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of “neuromuscular efficiency” can be misleading in fatiguing contraction”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.01.008.
- ARAMPATZIS A, KARAMANIDIS K, STAFILIDIS S, MOREY-KLAPSING G, DEMONTE G; BRÜGGEMANN, G., 2006, “Effect of different ankle and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion”. *Journal of Biomechanics* v.39, n.10, pp. 1891- 1902.
- ARNT A.N., KOMI P.V., BRUGGEMANN G.P., LUKKARINIEMI, J, 1998, “Individual muscle contributions to the Achilles tendon force”. *Clinical Biomechanics* v. 13, n.1(out), pp. 532-541.
- ASMUSSEN, E. 1979. “Muscle fatigue”. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, v.11, n .4, pp. 313-321.
- ASTRÖM, C.; LINDKVIST, M.; BURSTRÖM, L.; SUNDELIN, G.; KARLSSON, J. S., 2009, “Changes in EMG activity in the upper trapezius muscle due to local vibration exposure”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 3, p. 407–415.
- BARANDUN, M.; VON TSCHARNER, V.; MEULI-SIMMEN, C.; BOWEN, V.; VALDERRABANO, V., 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.
- BARRET R S, BESIER T F, LLOYD D G., 2007, “Individual muscle contributions to the swing phase of gait: An EMG-based forward dynamics modelling approach”. *Simulation Modelling Practice Theory*. v.15, n. 9 (out): 1146-1155.

- BASMAJIAN J. e De LUCA, C., 1985, *Muscle Alive: Their Function Revealed by Electromyography*. 5 ed. Baltimore: Willians & Wilkins.
- BECK, T.; HOUSH, T.; JOHNSON, G.; WEIR, J.; CRAMER, J.; COBURN, J.; MALEK, M., 2005, “Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.15, n. 2, pp.190–199.
- BIERING-SORENSEN, F., 1984, “Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period”. *Spine*, v.9, n. 2, pp.106–119.
- BILODEAU, M.; GOULET, C, NADEAU S, ARSENAULT A, GRAVEL D., 1994, “Comparison of the EMG power spectrum of the human Soleus and gastrocnemius muscles”. *European Journal of Applied Physiology*, v. 68, n. 5, pp. 396-401.
- BOJSEN-MOLLER J; HANSEN P; AAGAARD P; SVANTESSON U; KJAER M; MAGNUSSON S., 2004, “Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo”. *Journal of Applied Physiology*, v. 97, (June), pp. 1908–1914.
- BONATO, P.; EBENBICHLER, R.; ROY, S.; LEHR, S.; POSCH, M.; KOLLMITZER, J.; DELLA CROCE, U., 2003, “Muscle Fatigue and Fatigue-Related Biomechanical Changes During a Cyclic Lifting Task”. *Spine*, v. 28, n. 16, pp. 1810-1820.
- BONATO, P.; BOISSY, P.; DELLA CROCE, U.e ROY, S., 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.
- BONATO,P.; CHENG, M.; CUETO, J.; LEARDINI, A.; O’CONNOR, J. e ROY, S., 2001., “EMG Based measures of Fatigue During a repetitive Squat Exercise”. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, v. 20, n.6, pp. 133-143.
- BONATO, P.; HOY, S.; KNAFLITZ, M. e DE LUCA, C., 2001, “Time frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic

- dynamic contractions”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v.48, n.7, pp. 745-753.
- BONATO, P.; HOY, S.; KNAFLITZ, M. e DE LUCA, C. 1997. “Localized muscle fatigue in back muscles: Static VS dynamic contractions”. *In: Proceedings of 19th International Conference of the IEEE/EMBS* oct. 30 – nov. 2, Chicago, USA, 1263-1266.
- BONATO, P; GAGLIATI, G. e KNAFLITZ, M., 1996., “Analysis of Myoelectric Signals Recorded during Dynamic Contractions”. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v.15, n.6, pp. 102-111.
- BOYAS, S.; MAIETTI, O.; GUÉVEL, A., 2009, “Changes in sEMG parameters among trunk and thigh muscles during a fatiguing bilateral isometric multi-joint task in trained and untrained subjects”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 2, pp. 259–268.
- BRERETON L.; MCGILL S., 1999, “Effects of physical fatigue and cognitive challenges on the potential for low back injury”. *Human Movement Science*, v.18, n.6, pp. 839-857.
- CAO, H; DIB, I; ANTONI, J; e MARQUE, C., 2007, “Analysis of muscular fatigue during cyclic dynamic movement”. *In: Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE/EMBS*, Lyon, France, August 23-26.
- CASALE, R.; RING, H.; RAINOLDI, A., 2009, “High frequency vibration conditioning stimulation centrally reduces myoelectrical manifestation of fatigue in healthy subjects”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, pp. 998-1004.
- CHOI, H. e WILLIAMS, W. 1989. “Improved time-frequency representation of multicomponent signals using exponential kernels,” *IEEE Transactions on Acoustic Speech, and Signal Processing*, v. 37, pp. 862-871.
- CLANCY, E., HOGAN, N., 1995, “Multiple site electromyography amplitude estimation”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 42, pp. 203-211.

- COHEN, L., 1989, "Time-frequency distributions-A review". *Proceedings of the IEEE*, v. 77, n. 7, pp. 941-981.
- COHEN, L. AND POSCH, T. 1985. "Positive time-frequency distribution functions," *IEEE Transactions on Acoustic, Speech, and Signal Processing*, v. 33, pp. 31-37.
- COOREVITS, P., DANNEELS, L., CAMBIER, D., RAMON, H, DRUYTS, H., KARLSSON, J., MOOR, G., VANDERSTRAETEN, G., 2008, "Correlations between short-time Fourier and continuous wavelet transforms in the analysis of localized back and hip muscles fatigue during isometric contractions" *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.18, n. 4, pp. 637-644.
- CRAM, J.; KAS MAN, G.; HOLTZ, J., 1998. *Introduction to Surface Electromyography*. Gaithersburg , Aspen Publishers .
- CRESSWELL, A., LÖSCHER, W., THORSTENSSON, A., 1995, "Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man". *Experimental Brain Research*, v.105, n.2, pp. 183-190.
- De LUCA, C.,1997, "The Use of Electromyography in Biomechanics". *Journal of Applied Biomechanics*, v.13, n.2, pp. 135-163.
- De LUCA, C., 1985 "Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans" *Critical Review on Biomedical Engineering*. v. 11, n. 4. pp. 251-279.
- DELP, S. L., LOAN, J. P., ROY, M. G., ZAJAC, F. E., TOPP, E. L., ROSEN, J. M., 1990, "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopedic surgical procedures". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v.37, n.8 (ago), pp. 757-767.
- DEMORAT, G., 2004, "Aggressive Quadriceps Loading Can Induce Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury". *American Journal of Sports Medicine*, v. 32, n. 2, pp. 477-483. doi: [10.1177/0363546503258928](https://doi.org/10.1177/0363546503258928).

- DIMITROV, G.V., ARABADZHIEV, T.I., MILEVA, K. N., BOWTELL, J. L., CRICHTON, N., DIMITROVA, N. A., 2006, "Muscle Fatigue during Dynamic Contractions Assessed by New Spectral Indices". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 38, n. 11, pp. 1971-1979.
- DIMITROVA, N. A.; ARABADZHIEV, T. I.; HOGREL, J. Y.; DIMITROV, G. V., 2009, "Fatigue analysis of interference EMG signals obtained from biceps brachii during isometric voluntary contraction at various force levels". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 2, pp. 252–258.
- DIMITROVA, N., DIMITROV, G., 2003, "Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls and fallacies". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.13, n.1 (fev), pp. 13-36.
- DRAGANICH, L.; VAHEY J., 1990, An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *Journal of orthopaedic research*, v. 8, n. 1, pp. 57-63.
- DUCHÊNE, J. e DEVEDEUX, D. 1998. "Time-frequency distributions applied to uterine EMG. Characterization and assessment". In: Akay, M. (ed). *Time Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing*, chapter 5, New York: IEEE Press Series on Biomedical Engineering.
- DUCHÊNE, J. AND GOUBEL, F., 1990, "EMG spectral shift as an indicator of fatigability in an heterogeneous muscle group". *European Journal Applied Physiology*, v.61, n.1-2, pp. 81-87.
- DUPEYRON, A.; PERREY, S.; MICALLEF, J.; PÉLISSIER, J., 2009, "Influence of back muscle fatigue on lumbar reflex adaptation during sudden external force perturbations". *Journal of Electromyography and Kinesiology*. DOI: [10.1016/j.jelekin.2009.05.004](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.05.004).
- EBENBICHLER, G.; KOLLMITZER, J.; QUITTAN, M.; UHL, F.; KIRTLEY, C. e FIALKA, V., 1998, "EMG fatigue patterns accompanying isometric fatiguing knee-

- extensions are different in mono- and bi-articular muscles”. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v.109, pp. 256–262.
- EDGERTON, V., SMITH, J., SIMPSON, D., 1975, “Muscle fiber type populations of human leg muscles”. *Histochemical Journal*, v.7, pp. 259-266.
- ENOKA, R., 1995, “Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.5, n.3, pp. 141-149.
- EHTIATI, T.; KINSNER, W.; MOUSSAVI, Z. 1998. “Multifractal characterization of the electromyogram signals in presence of fatigue”. *In: Electrical and Computer Engineering, 1998 IEEE Canadian Conference on*, v. 2, pp. 866-869.
- ESCAMILA, R., 2001, “Knee biomechanics of the dynamic squat exercise”. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.33, n.1, pp. 127-141.
- EVANS, W. e LAMBERT, C., 2007, “Physiological basis of fatigue”. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 86, n. 1, pp. S29-S46.
- FALLA, D.; ANDERSEN, H.; DANNESKIOLD-SAMSØE, B.; ARENDT-NIELSEN, L.; FARINA, D., 2009, “Adaptations of upper trapezius muscle activity during sustained contractions in women with fibromialgia”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.07.002.
- FARINA D., MERLETTI, R., ENOKA, R., 2004, “The extraction of neural strategies from the surface EMG”. *Journal of Applied Physiology*, v.96, pp. 1486-1495.
- FRERIKS, B., HERMENS, H. J, DISSELHORST-KLUG, C., RAU, G., 1999, The recommendations for signal processing methods for surface electromyography In: European recommendations for surface electromyography – SENIAM Project Ed: HERMENS H J, FRERIKS B, MERLETTI R., STEGEMAN D, BLOK J, RAU G, DISSELHORST-KLUG C AND HÂAG G. ENSCHEDE: Roessingh Research and Development.

- FUKASHIRO, S., HAY, D., YOSHIOKA, S., NAGANO, A., 2005, “Simulation of muscle-tendon complex during human movements”. *International Journal of Sport and Health Science*, v.3, pp. 152-160.
- GONZÁLEZ-IZAL, M.; MALANDA, A.; NAVARRO-AMÉZQUETA, I.; GOROSTIAGA, E.; MALLOR, F.; IBAÑEZ, J.; IZQUIERDO, E., 2009, “EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.03.011.
- GRONDIN, D.; POTVIN, J., 2009, “Effects of trunk muscle fatigue and load timing on spinal responses during sudden hand loading”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 4, pp. 237–245.
- GRUET, M.; VALLIER, J. M.; MELY, L.; BRISSWALTER, J., 2009, “Long term reliability of EMG measurements in adults with cystic fibrosis”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, DOI:10.1016/j.jelekin.2009.05.001.
- GUYTON, A., 1984, *Tratado De Fisiologia Médica*. Rio de Janeiro, 6ªed, Interamericana,.
- GUYTON, A. e HALL, J., 1998, *Fisiologia Humana e Mecanismos Das Doenças*. Rio de Janeiro, 6ªed, Guanabara Koogan
- HENDRIX, C. R.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; ET AL., 2009, “A new EMG frequency-based fatigue threshold test”. *Journal of Neuroscience Methods*, v. 181, pp. 45-51.
- HUIJING, P., ADELERHOF, A., GIESBERG, R., WOITTIEZ, R., RIJNSBURGER, W., 1986, “Triceps surae EMG power spectrum changes during sustained submaximal isometric contractions at different muscle lengths”. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v.26, n.3, pp. 181-192.
- HOSTENS, I.; SEGHERS, J.; SPAEPEN, A. e RAMON, H. 2004. “Validation of the wavelet spectral estimation technique in biceps brachii and brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.14, n.2 (abri), pp.205–215.

- JENSEN, B.; LAURSEN, B, SJØGAARD, G. 2000. "Aspects of shoulder function in relation to exposure demands and fatigue - A mini review". *Clinical Biomechanics*, v. 15, Suppl. n.1, pp. S17-20.
- JOHNSON, M., POLGAR, J., WEIGHTMAN, D., APPLETON, D., 1973, "Data on the distribution of fiber types in thirty-six human muscles. An autopsy study". *Journal of Neurological Sciences*, v. 18, n. 1, pp. 111-129.
- KAWAKAMI, Y.; AMEMIYA, K., KANEHISA, H.; IKEGAWA, S.; FUKUNAGA, T., 2000, "Fatigue responses of human triceps surae muscles during repetitive maximal isometric contractions". *Journal of Applied Physiology*, v. 88, pp. 1969-1975.
- KAWAKAMI, Y., ICHINOSE, Y., FUKUNAGA, T., 1998, "Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction". *Journal of Applied Physiology*, v.85, pp. 398-404.
- KEENAN, K. G., FARINA, D., MERLETTI, R., ENOKA, R., 2006, "Amplitude cancellation reduces the size of motor unit potentials averaged from the surface EMG". *Journal of Applied Physiology*, v.100, pp. 1928-1937.
- KELLIS, E.; KOUVELIOTI, V., 2009, "Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 1, pp. 55-64.
- KINUGASA, R, e AKIMA, H., 2005, "Neuromuscular Activation of Triceps Surae Using Muscle Function MRI and EMG". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 37, n. 4, pp. 593-598.
- KINUGASA, R., KAWAKAMI, Y., FUKUNAGA, T., 2005, "Muscle activation and its distribution within human triceps surae muscles". *Journal of Applied Physiology*, v. 99, pp. 1149-1156.
- KNAFLITZ, M. e BONATO, P., 1999, "Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 5, pp. 337-350.

- KOMI, P. e VIITASALO, J., 1977. “Changes in motor unit activity and metabolism in human skeletal muscle during and after repeated eccentric and concentric contractions”. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 100, n. 2, pp. 246–254.
- KOMI, P. e RUSKO, H., 1974, “Quantitative evaluation of mechanical and electrical changes during fatigue loading of eccentric and concentric work”. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicinen*, v. 3, pp.121–126.
- LAMB, R. e HOBART, D. 1992, “Anatomic and Physiologic Basis for Surface Electromyography”. In: Selected Topics In Surface Electromyography For Use In Occupational Setting: Expert Perspectives. Chapter 2, U.S. Department of Health and Human Services.
- LEGRENEUR, P., MORLON, B., VAN HOECKE, J., 1996, “Simulation of in situ soleus isometric force output as a function of neural excitation”. *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 11, pp. 1455-1462.
- LEUNG, S e XIAO, S. 1997. “Relaxion electromechanical delay as a fatigue index in isokinetic concentric movement”. In: Proceedings of the 19th International Conference of the IEEE/EMBS, oct. 30 – nov. 2, 1997 Chicago, USA, pp. 1286-1288.
- LI, G.; RUDY, T. W.; SAKANE, M.; KANAMORI, A.; MA, C.; WOO, S., 1999, “The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL”. *Journal of biomechanics*, v. 32, n. 4, pp. 395–400.
- LINNAMO, V.;HAKKINEN, K. e KOMI, P. 1998. “Neuromuscular fatigue and recovery in maximum strength loading versus explosive strength loading”. *European Journal of Applied Physiology*, v. 77, n. 1, pp. 176–181.
- LÖSCHER, W., CRESSWELL, A., THORSTENSSON, A., 1994, “Electromyographic responses of the human triceps surae and force tremor during sustained sub-maximal isometric plantar flexion”. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 52, n. 1, pp. 73-82.
- LOUGHLIN, P. PITTON, J. e ATLAS, L. 1994. “Construction of positive time-frequency distributions,” *IEEE Transactions on Signal Processing*, v. 42, pp. 2697-2705.

- MACINTOSH, B. e RASSIER, D., 2002, “What is fatigue?”. *Canadian Journal of Applied Physiology*, v. 27, n. 1, pp. 42-55.
- MADEMLI, L. e ARAMPATZIS, A., 2005, “Behaviour of the human gastrocnemius muscle architecture during submaximal isometric fatigue”. *European Journal of Applied Physiology*, v. 94, pp. 611– 17.
- MAUGHAN, R; GLEESON, M. e GREENHAFF, P. 2000. *Bioquímica do Exercício e do Treinamento*. Manole, São Paulo.
- MCARDLE, W.; KATCH, F. e KATCH, V., 1998, *Fisiologia do Exercício: Energia, Nutrição e Desempenho Humano*, 4ª ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- MCCULLY, K., AUTHIER, B., OLIVE, J., Clark, B., (2002), “Muscle fatigue: The role of metabolism”. *Canadian Journal of Applied Physiology*. v. 27, n. 1: pp. 70-82.
- MCGILL, K., LATEVA, Z., 2001, “A Model of the Muscle-Fiber Intracellular Action Potential Waveform, Including the Slow Repolarization Phase”. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, v. 48, n. 12, pp. 1480-1483.
- MELLO, R., OLIVEIRA, L., NADAL, J., 2007, “Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram”. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 87, n. 1, pp. 28–35.
- MERLETTI, R., HOLOBAR, A., FARINA, D. 2008, “Analysis of motor units with high-density electromyography”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, n. 6, pp. 879-890.
- MERLETTI, R. e PARKER, P., 2004, *Electromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. New Jersey: Wiley-IEEE Engineering in Medical and Biology Society.
- MERLETTI, R, ROY, S., 1996, “Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions” *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 24, n. 6, pp. 342-353.

- MESIN, L.; CESCONE, C.; GAZZONI, M.; MERLETTI, R.; RAINOLDI, A., 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, pp. 851-863.
- MIYAKI, H., SOMEYA, F., TACHINO, K., 1999, “A comparison of electrical activity in the triceps surae at maximum isometric contraction with the knee and ankle at various angles”. *European Journal of Applied Physiology*, v. 80, n. 3, pp.185-191.
- MIZRAHI, J; VERBITSKY, O; ISAKOV, E e DAILY, D. 2000. “Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running”. *Human Movement Science*, v. 19, n. 2, pp.139-151.
- MOLINARI, F.; KNAFLITZ, M.; BONATO, P. e ACTIS, M. 2006 “Electrical manifestations of muscle fatigue during concentric and eccentric isokinetic knee flexion-extension movements”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 53, n. 7, 1309-1316.
- MORITANI, T e YOSHITAKE, Y. “1998 ISEK Congress Keynote Lecture: The use of electromyography in applied physiology. International Society of Electrophysiology and Kinesiology”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 8, n. 6, pp. 363-381.
- OLIVEIRA, A. S.; GONÇALVES, M., 2009, “EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: Effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 2, pp. 295–303.
- OLIVEIRA, A. S.; GONÇALVES, M., 2009, “Lumbar muscles recruitment during resistance exercise for upper limbs”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, pp. 737–745.
- PEREIRA, G.; SHUNG, K.; GURGEL, J.; FERREIRA, F.; BRITO, L; JANILSON JR, L; BATISTA, L. 2002. “Estudo da variação do padrão das vibrações na articulação do cotovelo durante a execução do exercício rosca bíceps”. IN: resumos do 9º Congresso

de educação Física e Ciências do Desporto dos Países de língua portuguesa. pp. 42. São Luís, MA:

PEREIRA, G.; VIEIRA, T.; OLIVEIRA, L.; NADAL, J., 2008, “Correlação entre as transformadas STFT e Choi-Williams na análise do EMG de contração isométrica máxima”. IN: 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. pp. 1723-1726. Salvador, BA.

PEREIRA, G.; OLIVEIRA, L.; NADAL, J., 2009, “avaliação tempo-frequência do processo de fadiga isométrica do tríceps surae”. IN: Anais do 13º Congresso Brasileiro de Biomecânica. São Paulo, SP.

POTVIN, J.; BENT, L., 1997, “A validation of techniques: using surface electromyography signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 82, n. 2, pp.131-139.

RASCH, P.; BURKE, R., 1977, *Cinesiologia e Anatomia Aplicada*. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

RATKEVICIUS, A., MIZUNO, M., POVILONIS, E., QUISTORFF, B., 1998, “Energy metabolism of the gastrocnemius and soleus muscles during isometric voluntary and electrically induced contractions in man”. *Journal of Physiology*, v. 507, pp. 593-602.

REDFERN, M., 1992, Functional Muscle: Effects on Electromyography output in Selected Topics, In *Surface Electromyography for Use in Occupational Setting: Expert Perspectives*. U.S. Department of Health and Human Services. pp.104-120, Disponível em: <http://www.humanics-es.com/SelectedTopicsEMGsNIOSH.pdf>.

REISER, R.; MACKAY, D.; OVERMAN J., 2007, “Between the beginning and end of a repetition: How intrinsic and extrinsic factors influence the intensity of a biceps curl”, *National Strength and Conditioning Association*, v. 29, n. 5, pp.64–76.

- ROMAN-LIU, D.; KONARSKA, M., 2009, “Characteristics of power spectrum density function of EMG during muscle contraction below 30% MVC”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 5, pp. 864–874.
- ROY, S.; BONATO, P. e KNAFLITZ, M. 1998. “EMG Assessment of Back Muscle Function during Cyclical Lifting”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 8, n. 4, pp. 233-245.
- SEMMLER, J. e ENOKA, R. 2004. “Contribuições neurais para as modificações na força muscular”. In: ZATSIORSKY, M. (ed). *Biomecânica no Esporte: Performance do Desempenho e Prevenção de Lesão*. Capítulo 1, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- SIGNORILE, J., APPLGATE, B., DUQUE, M., COLE, N., ZINK, A., 2002, “Selective recruitment of the triceps surae muscles with changes in knee angle”. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 16, n. 3, pp. 433-439.
- SPARTO, P.; PARNIANPOR, M.; BARRIA, E. e JAGADEESH, J., 2000, “Wavelet and short time Fourier transform analysis of electromyography for detection of back muscle fatigue”. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 8, n. 3, pp. 433-436.
- STAUDENMANN, D., KINGMA, I., DAFFERTSHOFER, A., STEGEMAN, D., VAN DIEEN, J., 2008, “Heterogeneity of muscle activation in relation to force direction: A multi-channel surface electromyography study on the triceps surae muscle”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 5, pp. 882-895.
- STAUDENMANN, D., KINGMA, I., STEGEMAN, D., VAN DIEEN, J., 2005, “Towards optimal multi-channel EMG electrode configurations in muscle force estimation: a high-density EMG study”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 15, n. 1, pp. 1-11.
- SUNG, P.; LAMMERS, A.; DANIAL, P., 2009, “Different parts of erector spinae muscle fatigability in subjects with and without low back pain”. *The Spine Journal*, v. 19, pp. 115–120.

- TROIANO, A., NADDEO, F., SOSSO, E, CAMAROTA, G., MERLETTI, R., MESIN, L., 2008, “Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale”. *Gait and Posture*, v. 28, n. 2, pp. 179-186.
- TUCKER, K.; FALLA, D.; GRAVEN-NIELSEN, T.; FARINA, D., 2009, “Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 3, pp. 373–379.
- VAN DIEËN, J.; WESTEBRING-VAN DER PUTTEN, E.; KINGMA, I.; LOOZE, M., 2009, “Low-level activity of the trunk extensor muscles causes electromyographic manifestations of fatigue in absence of decreased oxygenation”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, pp. 398–406
- VIEIRA, T., MERLETTI, R., 2008, “Trade-off and coactivation between gastrocnemii during a quiet standing test: preliminary results”, *In: Proceedings of the XVIII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, Niagara Falls.
- VIEIRA, T., MATTA, T., OLIVEIRA, L., 2007, “Time varying properties of the EMG signal during isometric maximum voluntary contraction” *In: Progress in Motor Control*, Santos.
- VOLOSHIN, A. 2004. “Propagação do Impacto e seus Efeitos sobre o Corpo Humano”. *In: ZATSIORSKY, M. (ed). Biomecânica no Esporte: Performance do Desempenho e Prevenção de Lesão*. Capítulo 8, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- WANG, L., KERNELL, D., 2002, “Recovery of type I fiber regionalization in gastrocnemius medialis of the rat after reinnervation along original and foreign paths, with and without muscle rotation”. *Neuroscience*, v. 114, n. 3, pp. 629-640.
- WEBBER, S.; KRIELLAARS, D. 2004. “The effect of stabilization instruction on lumbar acceleration”. *Clinical Biomechanics*, v. 19, pp. 777–783.

- WEIR, J.; MAHONEY, K.; HAAN, K. e DAVIS, A. 1999. “Influence of electrode orientation on electromyography fatigue indices of the vastus lateralis”. *Journal of Exercise Physiology*, v. 2, n. 3, pp. 15-22.
- WHITING, W.; ZERNICHE, R., 2001, *Biomecânica da Lesão Musculoesquelética*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- WILLARDSON J.; BURKETT L., 2005, “A comparison of three different rest intervals on the exercise volume completed during a workout”, *Journal of Strength Condition and Research*, v. 19, n. 1, pp. 23-26.
- WILLIAMS, W. 1998. “Recent advances in time-frequency representations: Some theoretical foundations”. In: Akay, M. (ed). *Time Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing*. Chapter 5, New York:, IEEE Press Series on Biomedical Engineering.
- YAO, W.; FUGLEVAND, R. J.; ENOKA, R. M., 2000, Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions, *Journal of Neurophysiology*, v. 83, n. 1, pp. 441-452.
- YASSIERLI; NUSSBAUM, M., 2009, “Effects of age, gender, and task parameters on fatigue development during intermittent isokinetic torso extensions”, *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 39, n. 1, pp. 185–191.

ANEXO 1

Rotinas para obtenção dos sinais simulados 1, 2 e 3.

Sinal 1:

```
t=[2*pi/1000:2*pi/1000:2*pi];
s1=sin(40*t);
s2=sin(100*t)+ sin(150*t)+ sin(175*t)+cos(125*t)+ cos(180*t);
s3=sin(200*t)+ sin(240*t)+sin(300*t)+ cos(260*t)+cos(280*t);
sc=chirp(t,0,pi,20);
st=[s1 s2 s3 sc];
```

Sinal 2:

```
t=[2*pi/1000:2*pi/1000:2*pi];
s1=2*sin(40*t);
s2=sin(100*t)+1.2*sin(150*t)+1.5*sin(175*t)+cos(125*t)+1.2*cos(180*t);
s3=sin(200*t)+1.2*sin(240*t)+sin(300*t)+1.4*cos(260*t)+cos(280*t);
sc=chirp(t,0,pi,20);
st=[s1 s2 s3 4*sc];
```

sinal 3

```
t=[2*pi/1000:2*pi/1000:2*pi];
s1=2*sin(40*t);
s2=0.1*sin(100*t)+3.2*sin(150*t)+4.5*sin(175*t)+0.3*cos(125*t)+1.2*cos(180*t);
s3=0.5*sin(200*t)+2.2*sin(240*t)+0.6*sin(300*t)+3*cos(260*t)+2*cos(280*t);
sc=chirp(t,0,pi,20);
st=[s1 s2 s3 4*sc];
```

ANEXO 2

Transformada Choi-Williams – rotina em matlab.

```
function [tfr,t,f] = choi_w(x,t,N,g,h,sigma,trace);
%TFRCW Choi-Williams time-frequency distribution.
%[TFR,T,F]=choi_w(X,T,N,G,H,SIGMA,TRACE) computes the Choi-Williams
%distribution of a discrete-time signal X, or the
%cross Choi-Williams representation between two signals.
%
%X : signal if auto-CW, or [X1,X2] if cross-CW.
%T : time instant(s) (default : 1:length(X)).
%N : number of frequency bins (default : length(X)).
%G : time smoothing window, G(0) being forced to 1.
% (default : Hamming(N/10)).
%H : frequency smoothing window, H(0) being forced to 1.
% (default : Hamming(N/4)).
%SIGMA : kernel width (default : 1)
%TRACE : if nonzero, the progression of the algorithm is shown
% (default : 0).
%TFR : time-frequency representation. When called without
% output arguments, TFRCW runs TFRQVIEW.
%F : vector of normalized frequencies.

if (nargin == 0),
    error('At least 1 parameter required');
end;
[xrow,xcol] = size(x);
if (xcol==0)|(xcol>2),
    error('X must have one or two columns');
end
if (nargin <= 2),
    N=xrow;
elseif (N<0),
    error('N must be greater than zero');
elseif (2^nextpow2(N)~=N),
    fprintf('For a faster computation, N should be a power of two\n');
end;
hlength=floor(N/4); hlength=hlength+1-rem(hlength,2);
glength=floor(N/10);glength=glength+1-rem(glength,2);
if (nargin == 1),
    t=1:xrow; g = hamming(glength); h = hamming(hlength); sigma = 1.0; trace = 0;
elseif (nargin == 2)|(nargin == 3),
    g = hamming(glength); h = hamming(hlength); sigma = 1.0; trace = 0;
elseif (nargin == 4),
    h = hamming(hlength); sigma = 1.0; trace = 0;
elseif (nargin == 5),
    sigma = 1.0; trace = 0;
elseif (nargin == 6),
    trace = 0;
end;

[trow,tcol] = size(t);
if (trow~=1),
```

```

error('T must only have one row');
end;
[grow,gcol]=size(g); Lg=(grow-1)/2;
if (gcol~=1)|(rem(grow,2)==0),
error('G must be a smoothing window with odd length');
end;
[hrow,hcol]=size(h); Lh=(hrow-1)/2; h=h/h(Lh+1);
if (hcol~=1)|(rem(hrow,2)==0),
error('H must be a smoothing window with odd length');
end;
if (sigma<=0.0),
error('SIGMA must be strictly positive');
end;
normfac = 16.0*pi/sigma; spreadfac = 16.0/sigma;
taumax = min([round(N/2),Lh]); tau = 1:taumax; points = -Lg:Lg;
CWKer = exp(-kron( points.'.^2, 1.0 ./ (spreadfac*tau.^2)));
CWKer = diag(g) * CWKer;
tfr= zeros (N,tcol) ;
if trace, disp('Choi-Williams distribution'); end;
for icol=1:tcol,
ti= t(icol); taumax=min([ti+Lg-1,xrow-ti+Lg,round(N/2)-1,Lh]);
if trace, disp('tau='); end;
tfr(1,icol)= x(ti,1) .* conj(x(ti,xcol));
for tau=1:taumax,
points= -min([Lg,xrow-ti-tau]):min([Lg,ti-tau-1]);
g2 = CWKer(Lg+1+points,tau); g2=g2/sum(g2);
R=sum(g2 .* x(ti+tau-points,1) .* conj(x(ti-tau-points,xcol)));
tfr( 1+tau,icol)=h(Lh+tau+1)*R;
R=sum(g2 .* x(ti-tau-points,1) .* conj(x(ti+tau-points,xcol)));
tfr(N+1-tau,icol)=h(Lh-tau+1)*R;
end;
tau=round(N/2);
if (ti<=xrow-tau)&(ti>=tau+1)&(tau<=Lh),
points= -min([Lg,xrow-ti-tau]):min([Lg,ti-tau-1]);
g2 = CWKer(Lg+1+points,tau); g2=g2/sum(g2);
tfr(tau+1,icol) = 0.5 * ...
(h(Lh+tau+1)*sum(g2 .* x(ti+tau-points,1) .* conj(x(ti-tau-points,xcol)))+...
h(Lh-tau+1)*sum(g2 .* x(ti-tau-points,1) .* conj(x(ti+tau-points,xcol))));
end;
end;
clear CWKer;
if trace, fprintf('\n'); end;
tfr= fft(tfr);
if (xcol==1), tfr=real(tfr); end ;
if (nargout==0),
tfrqview(tfr,x,t,'tfrw',g,h,sigma);
elseif (nargout==3),
f=(0.5*(0:N-1)/N);
end;

```


ANEXO 3

Frequência Mediana Instantânea – Rotina em matlab

```
%#####  
%TFR(TFR<0)=0.00001; despreza os valores negativos da distribuição Choi-Williams  
%#####  
%#####  
AA=find(F<=400);  
matriz_nova=zeros(length(AA), size(TFR(:,2)));  
for i=1:length(AA) % despreza energia acima de 400 Hz  
matriz_nova(i, size(TFR(:,2)))=TFR(AA(i), size(TFR(:,2)));  
end  
TFR=matriz_nova;  
%#####  
%#####  
for iii=1:size(TFR,2)  
nada=cumsum (TFR(:,iii));  
area=nada(end)/2; % encontra a FMI  
ordem=find(abs(area-nada)==min(abs(area-nada)));  
fremedian(iii)=F(ordem);  
end  
%#####
```